

Influence de la stimulation magnétique transcrânienne répétée du cortex moteur primaire sur une tâche d'équilibre et le réflexe d'Hoffmann

Travail de fin d'études en vue de l'obtention du titre de
Master of Science en sciences du sport
Option enseignement

déposé par
Anne Meyer

à
l'Université de Fribourg, Suisse
Faculté des sciences et de médecine
Section Médecine
Département des neurosciences et sciences du mouvement

en collaboration avec la
Haute école fédérale de sport de Macolin

Référent
Prof. Wolfgang Taube

Conseillers
Dr. Michael Wälchli
Sven Egger

Aix-la-Chapelle, septembre 2021

Remerciements

Je remercie Sven Egger et Michael Wälchli pour le temps précieux qu'ils m'ont accordé lors des expérimentations ainsi que pour leur disponibilité et pour leur aide lors de la réalisation de ce travail de Master.

Je remercie également Samuel Meyer et Selin Scherrer pour leur aide et leur disponibilité lors des prises de mesures en laboratoire.

Je remercie tous les participants qui ont donné très généreusement de leur temps. Sans eux, rien n'aurait pu être réalisé. Je les remercie pour leur disposition, leur motivation et leur assiduité.

Finalement, un grand merci à ma famille pour la relecture de ce travail ainsi que pour son intérêt et son soutien sans failles.

Résumé

Introduction : Les connaissances scientifiques n'expriment à ce jour aucune occurrence d'interférence due à la stimulation magnétique transcrânienne répétée (rTMS) lors d'une tâche d'équilibre, car il n'y a à ma connaissance aucune étude sur le long terme à ce sujet. Les études sur le court terme n'ont pas montré d'interférence quand il s'agit d'équilibre, mais certaines concernant des tâches moins complexes l'ont fait. L'objectif de ce travail est d'observer les effets d'interférence causés par la rTMS sur une tâche d'équilibre sur le long terme. De plus, ce travail s'intéresse aux effets de la rTMS sur le long terme sur le ratio des courbes de recrutement du réflexe H et de l'onde M.

Méthode : Les 31 participants ont été répartis selon leur seuil moteur au repos dans 2 groupes. L'étude impliquait pour tous 6 sessions lors desquelles ils devaient entraîner une tâche d'équilibre à raison de 4 séries à 6 essais par session sur une plateforme d'équilibre antéro-postérieure. Après quoi le premier groupe (groupe rTMS) recevait 900 rTMS sur le cortex moteur primaire alors que le deuxième groupe (groupe sham) recevait des rTMS factices (sham rTMS). De plus, des mesures neurophysiologiques, dont le réflexe de Hoffmann, ont été prises lors des sessions 1 et 6.

Résultats : Les résultats démontrent que le groupe rTMS subit des interférences. Cependant, ils démontrent également que sa progression n'est pas impactée par ces interférences sur le long terme, car il n'y a pas de différence significative entre les deux groupes à la dernière session. L'analyse de la progression intermédiaire suggère même que le groupe rTMS progresse plus lors des entraînements dans une condition et la même tendance se dessine pour l'autre condition. Par ailleurs, les résultats révèlent que le ratio Hmax/Mmax n'est pas impacté par la rTMS.

Discussion : Les résultats de ce travail entrent en conflit avec de précédentes études examinant les effets de la rTMS sur une tâche d'équilibre sur le court terme, car des interférences sont apparues dans ce travail. En comparant les designs expérimentaux, certaines différences sont apparues, qui pourraient éventuellement expliquer ces divergences de résultats.

Conclusion : Il existe des interférences dues à la rTMS lors de l'apprentissage d'une tâche d'équilibre, mais cela n'impacte pas la progression générale. Des effets sur le long terme semblent donc inexistantes. De plus, le ratio Hmax/Mmax n'est pas influencé par la rTMS. Ce travail amène ainsi de nouvelles connaissances à prendre en compte lors de futures études et planification d'entraînement.

Table des matières

1 Introduction.....	5
1.1 Entrée en matière	5
1.2 Contexte et connaissances actuelles.....	7
1.3 Objectifs du travail.....	21
2 Méthode	24
2.1 Participants.....	24
2.2 Instruments de mesure	25
2.3 Procédure	30
2.4 Évaluation et analyse statistique des données.....	32
3 Résultats.....	35
3.1 Analyse de la progression générale.....	35
3.2 Analyse de la progression lors des entraînements	37
3.3 Analyse de la rétention.....	39
3.4 Analyse du réflexe d'Hoffmann.....	41
4 Discussion	43
4.1 Rétention.....	43
4.2 Effet d'apprentissage de la tâche d'équilibre.....	45
4.3 Réflexe d'Hoffmann	47
5 Conclusion	48
Bibliographie.....	49
Annexes.....	55

1 Introduction

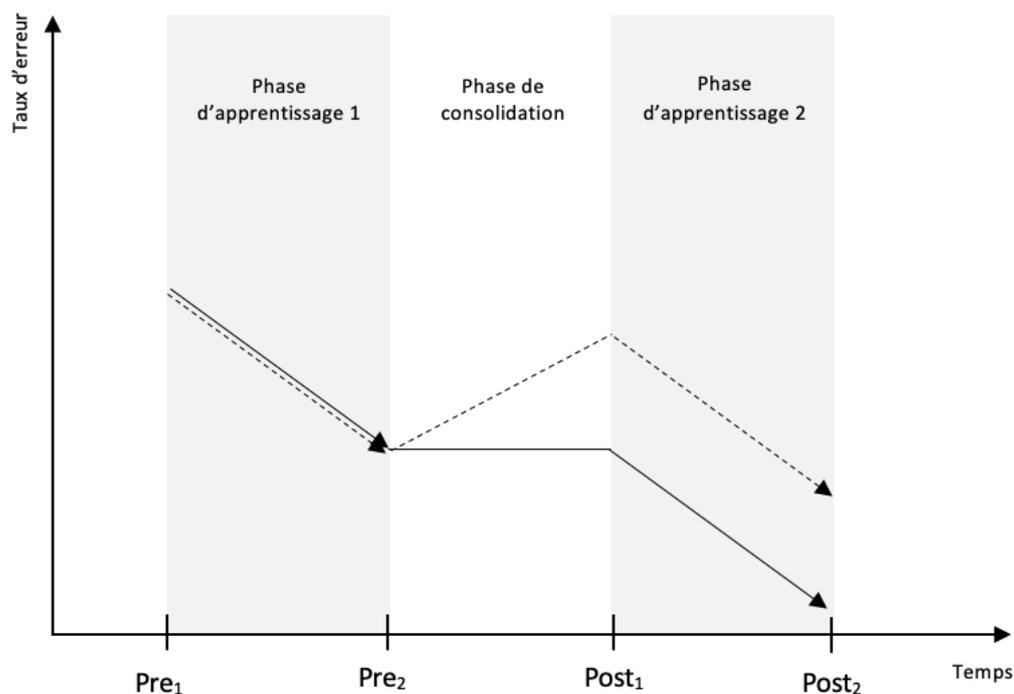
1.1 Entrée en matière

Afin d'introduire le thème et pour en faciliter la lecture, quelques notions et définitions des sciences du mouvement seront abordées dans un premier temps, en commençant par la notion d'équilibre. L'équilibre est un concept complexe appartenant au contrôle postural. En effet, celui-ci est composé de la posture et de l'équilibre. Alors que la posture comprend l'activité des muscles toniques, l'équilibre est la réponse motrice aux perturbations internes et externes (Ivanenko & Gurfinkel, 2018). Autrement dit, il existe deux sortes d'équilibre, l'équilibre statique et l'équilibre dynamique. Ces deux domaines sont très présents dans la littérature actuelle et nombreuses sont les études qui s'y intéressent (DiStefano et al., 2009; Hrysomallis, 2011; Ricotti, 2011). L'équilibre statique peut être défini comme le maintien d'une position stable, position dans laquelle toutes les forces agissant sur la personne sont égales à zéro (Pollock et al., 2000). La position debout est un bon exemple pour l'équilibre statique. A contrario de l'équilibre statique, l'équilibre dynamique se définit par le maintien de l'équilibre lorsque le corps est en mouvement. L'action de revenir à un équilibre statique lorsque le corps est en mouvement appartient également à l'équilibre dynamique. Ceci est le cas dès qu'une personne se retrouve sur une surface instable ou en mouvement. Ces compétences sont donc primordiales dans le sport, mais aussi dans la vie de tous les jours, autant chez les jeunes que chez les personnes âgées, car l'équilibre (statique et dynamique) fait partie du quotidien. Qu'il s'agisse de l'apprentissage d'un mouvement d'équilibre ou d'une autre tâche, une phase de consolidation est parfois nécessaire. Une tâche apprise n'est pas encore une tâche acquise. En effet, une fois une tâche apprise, elle n'est pas encore consolidée ; un certain temps est nécessaire pour stabiliser l'apprentissage. Ce phénomène est référencé sous le terme de « consolidation de la mémoire ». Les premières pensées concernant la consolidation remontent à l'ouvrage sur les maladies de la mémoire de Ribot (1881) puis à celui de Müller et Pilzecker (1900). Ils sont les premiers à s'apercevoir que l'apprentissage nécessite un laps de temps pour que l'information soit stabilisée. Ces premières observations concernaient d'une part les souvenirs anciens et récents (Malle et al., 2015) et d'autre part la mémorisation de syllabes (Henri, 1900). Par ailleurs, un délai de quatre heures serait nécessaire pour la consolidation d'une tâche motrice selon les études de Lundbye-Jensen et al. (2011) et Muellbacher et al. (2002), pour autant que pendant ce laps de temps aucune interférence n'intervienne. De plus, il semblerait que le sommeil ait une influence positive sur la consolidation. En effet, la littérature

actuelle (Diekelmann et al., 2009; Morita et al., 2016; Pan & Rickard, 2015) confirme que le sommeil aide à la consolidation. Le phénomène de consolidation est communément testé au travers de tests de rétention. La rétention correspond à la proportion d'une phase d'apprentissage qui subsiste au début d'une deuxième phase d'apprentissage (Schmidt & Lee, 2011). La figure 1 illustre de manière simplifiée comment la rétention est calculée.

Figure 1

Illustration des différentes phases d'apprentissage avec les notions de consolidation et rétention



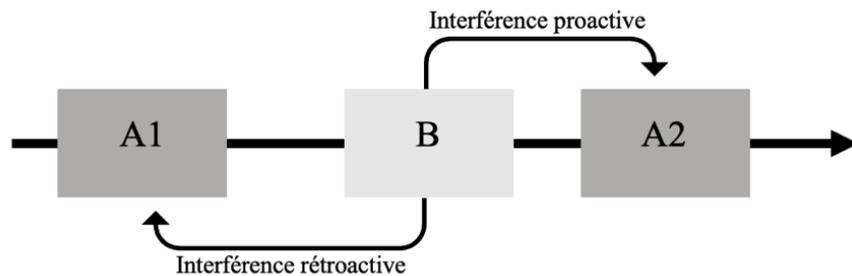
Note. L'objectif de l'apprentissage est de réduire le taux d'erreur représenté sur l'axe des ordonnées. L'axe des abscisses définit trois phases distinctes : Entre Pre₁ et Pre₂ se trouve la phase d'apprentissage 1, puis, entre Pre₂ et Post₁ se trouve la phase de consolidation et finalement entre Post₁ et Post₂ se trouve la deuxième phase d'apprentissage grâce à laquelle la notion de rétention entre en jeu. La ligne continue représente un apprentissage avec une consolidation complète, ce qui représente une rétention maximale. La ligne pointillée représente un apprentissage avec une consolidation partielle et donc une rétention partielle.

Cependant, la rétention peut être perturbée par des interférences pendant la phase de consolidation. Une interférence peut être provoquée par différents stimuli, comme une

deuxième tâche ou une séance de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) par exemple. Elle peut être de deux natures : proactive et rétroactive selon (Robertson et al., 2004) qui propose le schéma représenté en figure 2.

Figure 2

Interférence proactive et rétroactive



Note. L'apprentissage d'une tâche procédurale B peut interférer sur la tâche A en rendant sa rétention moins bonne lors d'un test ultérieur (A2) que lors du test initial (A1), et ce de deux manières différentes. Il peut perturber la rétention de la tâche A1 ce qui correspond à une interférence rétroactive ou alors perturber la performance de la tâche A2, ce qui correspond à une interférence proactive. Ainsi, une interférence rétroactive perturbe la consolidation alors qu'une interférence perturbe la restitution de ce qui a été appris. (Robertson et al., 2004)

1.2 Contexte et connaissances actuelles

Les quatre termes *équilibre*, *consolidation*, *rétention* et *interférence* brièvement expliqués ci-dessus seront repris dans ce sous-chapitre et approfondis. De plus, la technique de la stimulation magnétique transcrânienne (TMS) et rTMS sera présentée et placée dans le contexte scientifique actuel, car cela représente un des aspects centraux de ce travail.

1.2.1 L'équilibre

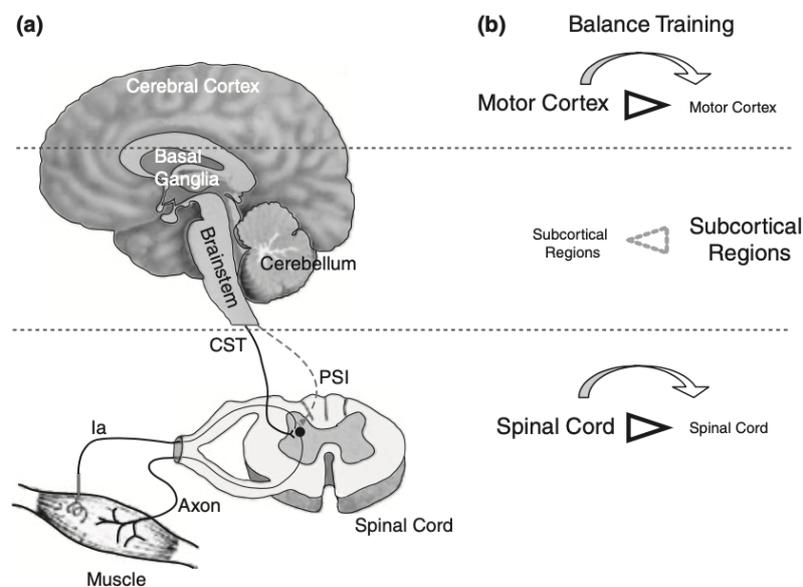
L'équilibre est un thème très populaire dans la recherche scientifique actuelle. Il est en effet présent dans des études diverses comme la neuroscience, la science du mouvement ou dans des études sur la réhabilitation, mais il est aussi présent dans les études sur la prévention, sur le développement de l'enfant ou encore le vieillissement. Ainsi, son omniprésence dans la littérature scientifique établit plus ou moins clairement les systèmes impliqués dans cette capacité. Qu'il s'agisse d'une tâche simple ou plus complexe, le processus d'apprentissage est

similaire et consiste en trois étapes clés : définition des objectifs de mouvement, sélection du processus d'action et exécution du dit processus. Mais le principal but de l'apprentissage moteur, et par extension de l'équilibre est de rendre les mouvements et les actions du corps humain plus efficaces (Krakauer et al., 2019).

Systemes impliqués dans l'équilibre. Il est maintenant bien connu que plusieurs systèmes sont impliqués dans l'équilibre, ce qui rend son étude à la fois passionnante et complexe. Ces structures sont illustrées dans la figure 3.

Figure 3

Structures importantes dans le contrôle postural et l'équilibre



Note. (a) Les changements de longueur du muscle sont signalés par les fibres afférentes Ia puis communiqués aux structures spinales et supraspinales. Le tractus corticospinal (CST) transmet ensuite les ordres moteurs vers les muscles. (b) Un entraînement d'équilibre permet de diminuer l'excitabilité des réflexes spinaux en augmentant l'inhibition présynaptique (PSI) provoquée par les centres spinaux et supraspinaux. Finalement, l'activité corticale est réduite en laissant les systèmes sous-corticaux prendre le contrôle. (Taube et al., 2008)

Selon Taube et al. (2008), les systèmes impliqués dans l'équilibre peuvent être divisés en deux groupes. Ils différencient le système sensoriel et le système moteur. Selon eux, le système

sensoriel est composé des systèmes vestibulaire, visuel, tactile et somatosensoriel qui aident au contrôle postural. Les systèmes visuel et tactile renseignent le corps sur les perturbations externes alors que les systèmes vestibulaire et somatosensoriel renseignent sur la position du corps grâce aux informations internes collectées. Le système moteur sert au contrôle de la production musculaire. Ce dernier est composé selon les connaissances actuelles du tronc cérébral, du cervelet, des ganglions de la base, du cortex moteur ainsi que de la moelle épinière.

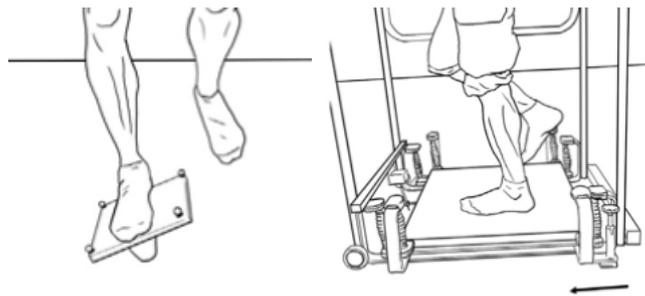
Entraînement de l'équilibre. L'équilibre est une capacité qu'il faut entraîner afin de l'améliorer. Il semblerait selon la revue de DiStefano et al. (2009) qu'un entraînement sur quatre semaines à raison de trois entraînements de dix minutes par semaine soit nécessaire pour améliorer le contrôle postural. De plus, les études de Giboin et al. (2015) et Giboin et al. (2018b) suggèrent que les améliorations et adaptations dues à un entraînement d'équilibre sont spécifiques à la tâche et par conséquent non transférables ou que transférables dans une moindre mesure. Giboin et al. (2015) ont conduit une étude sur le sujet avec 40 jeunes participants. Tous les participants ont effectué les mêmes prétest et posttest, mais ils ont eu un entraînement de six sessions selon leur attribution à l'un des trois groupes. Les prétest et posttest consistaient en 4 exercices réalisés sur un pied sur deux engins dans deux conditions différentes : un tilt board et un Posturomed (figure 4) selon les axes antéro-postérieur et médio-latéral. Les six sessions d'entraînement se déroulant sur deux semaines comprenaient un seul exercice qui était différent selon le groupe. Ainsi, le groupe 1 s'est entraîné uniquement sur le Posturomed en condition médio-latérale, le groupe 2 uniquement sur le tilt board en condition médio-latérale et le groupe contrôle n'a pas suivi d'entraînement. Les résultats du posttest montraient une amélioration significative seulement sur l'engin entraîné et même uniquement dans la condition entraînée sur le tilt board (médio-latérale). Il n'y a donc eu aucun transfert pour la condition antéro-postérieure. Ceci permet de conclure que l'entraînement de l'équilibre est spécifique à la tâche et pour améliorer son équilibre général, il est donc nécessaire d'entraîner un large répertoire d'exercices.

Ainsi, dans la continuité de l'étude précédemment présentée, Giboin et al. (2019) ont émis l'hypothèse que l'apprentissage préalable d'un large panel d'exercices d'équilibre similaires réduirait le temps nécessaire à l'acquisition d'une nouvelle tâche. Cette hypothèse se base sur des études qui ont prouvé que cet effet était présent pour des tâches cognitives et visuomotrices (Bejjanki et al., 2014; Brown & Kane, 1988; Kattner et al., 2017). Finalement, cette hypothèse n'a pu être validée par les auteurs, mais un paramètre pertinent est apparu. Il semblerait selon

les observations des auteurs que la condition physique des membres inférieurs ait son importance dans l'apprentissage d'une tâche d'équilibre. Ce qui amène la remarque suivante : pour améliorer son équilibre général, il faut non seulement entraîner un large répertoire d'exercices, mais il semblerait qu'un programme de renforcement musculaire soit également bénéfique.

Figure 4

Engins utilisés par Giboin et al. (2015)



Note. (gauche) tilt board. (droite) Posturomed. Les deux engins peuvent être utilisés selon l'axe médio-latéral ou antéro-postérieur.

Spécificités. Certaines études se sont donc intéressées aux effets que pouvait avoir l'apprentissage d'une seconde tâche d'équilibre sur la première. Par le passé, aucune étude n'avait à ma connaissance démontré des effets négatifs lors de l'apprentissage de deux tâches d'équilibre dans la même session. Cependant, récemment, deux études (Egger et al., 2021; Rüeger, 2019) ont à ma connaissance mis en lumière une occurrence d'interférences sous certaines conditions lors de l'apprentissage de deux tâches d'équilibre dans la même session. L'étude menée par Egger et al. (2021) incluait au final 76 jeunes adultes répartis en 4 groupes. Tous se sont entraînés sur une bascule antéro-postérieure faisant office de tâche A. L'entraînement de la tâche A consistait en 6 séries de 8 essais. 5 minutes après et selon leur groupe, les participants commençaient l'apprentissage de la tâche B. Le premier groupe s'est entraîné sur un disque d'équilibre selon le même protocole que pour la tâche A. Le second groupe a entraîné une tâche de force balistique, le troisième une tâche de précision et finalement, le quatrième groupe n'a pas entraîné de tâche B, mais s'est simplement reposé. Les tâches de force balistique et de précision ne sont pas des tâches posturales contrairement au disque d'équilibre. Le lendemain, tous les participants ont effectué un test de rétention d'une

série de 8 essais. Les résultats de cette étude démontrent des effets d'interférence entre les deux tâches d'équilibre. Cette étude est une des premières à trouver des interférences entre deux tâches d'équilibre. Cette nouvelle information considérable sera à intégrer dans les futures recherches ainsi que dans la planification d'entraînement. L'étude de Rüeger (2019) a par ailleurs montré des résultats similaires bien qu'elle apporte un aspect supplémentaire. En effet, son étude intégrait la rTMS comme tâche B, une méthode très utilisée de nos jours entre autres dans les recherches en sciences du mouvement. Les résultats concernant l'aspect de la rTMS de l'étude de Rüeger (2019) seront discutés dans le chapitre 1.2.3 *Interférences*, tout comme les conditions nécessaires à l'apparition d'interférences.

1.2.2 Stimulation magnétique transcrânienne (TMS) et stimulation magnétique transcrânienne répétée (rTMS)

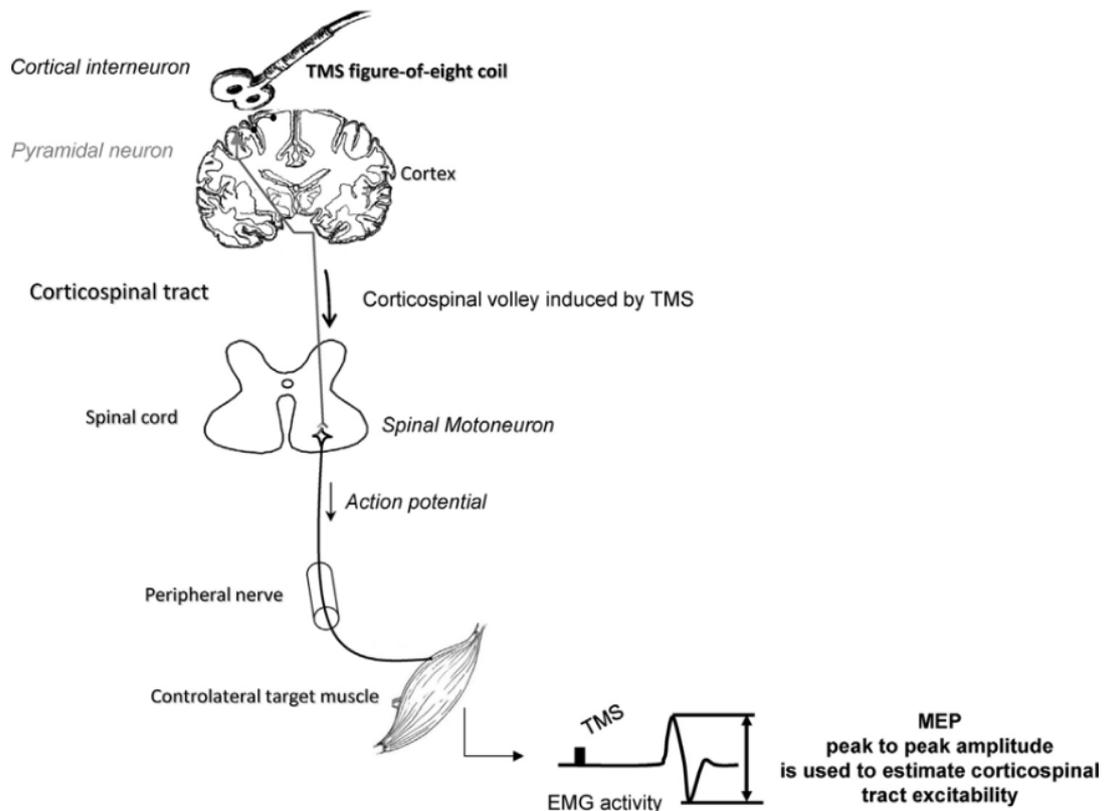
La TMS est une méthode actuellement très utilisée qui est basée sur les découvertes de Michael Faraday en 1831 (Gruet et al., 2014). Cette méthode est non-invasive. Elle permet d'envoyer des stimuli électriques à travers le crâne. Il existe plusieurs méthodes et plusieurs protocoles quant à l'utilisation de la TMS. Il existe entre autres la TMS à impulsion unique et celle à impulsion double qui permettent d'étudier et d'analyser le fonctionnement du cerveau grâce aux réactions corticales (Klomjai et al., 2015; Rotenberg et al., 2014). Elle s'y prête particulièrement bien, car cette méthode est indolore, ce qui permet par conséquent de l'utiliser sur des êtres humains conscients. Mais il existe aussi la rTMS. Celle-ci se différencie de la TMS de par le nombre de stimulations et le laps de temps entre chaque stimulation. Ce type de stimulation permet d'influer sur l'excitabilité ou l'inhibition corticale cérébrale (Fitzgerald et al., 2006) en induisant des changements pouvant perdurer après son utilisation (Klomjai et al., 2015).

Principes de fonctionnement. Un changement rapide du champ magnétique dans la bobine en forme de 8 induit un courant électrique circulaire étant parallèle à la bobine et donc perpendiculaire au champ magnétique. Le courant électrique alors induit sur le cortex moteur active la voie cortico-spinale et les circuits lui étant associés, ce qui aura pour conséquence de produire des secousses musculaires spécifiques à la région somatotopique ciblée par la stimulation au niveau cortical (Valero-Cabré et al., 2011). Plus précisément, le courant induit sur le cortex moteur active de manière préférentielle les neurones ce qui conduit ensuite à l'activation de volées descendantes dans les voies pyramidales (voies corticospinales) qui activent alors les motoneurons spinaux. Ceux-ci évoquent alors un potentiel moteur évoqué

(MEP), visible sur l'électromyographie (EMG) (Klomjai et al., 2015). La figure 5 illustre le principe de fonctionnement de la TMS.

Figure 5

Schéma simplifié du fonctionnement de la stimulation magnétique transcrânienne (TMS) lors d'une application sur le cortex moteur primaire (M1)



Note. TMS = stimulation magnétique transcrânienne. MEP = potentiel moteur évoqué. EMG = électromyographie. (Klomjai et al., 2015)

Utilisation. La TMS est actuellement beaucoup utilisée en sciences du mouvement et en psychologie, mais elle l'est aussi dans d'autres domaines comme la neurologie. En effet, en plus de son utilisation pour la cartographie fonctionnelle des régions corticales et de son utilisation comme outil de recherche pour étudier le fonctionnement et la physiologie du cerveau en induisant de changement de l'excitabilité corticale temporaire (fonctions motrices, vision, langage par exemple), elle est également utilisée comme thérapie en psychiatrie (Hallett, 2000). Son effet variable sur les réponses physiologiques en fonction de la fréquence de

stimulation lui confère un intérêt supplémentaire ; effet inhibiteur à basse fréquence (≤ 1 Hz), réduisant la taille des MEP et effet excitateur sur la motricité corticospinale à haute fréquence (≥ 5 Hz) (Chen et al., 1997; Fitzgerald et al., 2006; Hortobágyi et al., 2009; Klomjai et al., 2015; Muellbacher et al., 2002). Bon nombre d'études utilisent par ailleurs la rTMS pour analyser le phénomène des interférences (Baraduc et al., 2004; Beaud, 2019; Egger et al., 2021; Hortobágyi et al., 2009; Lundbye-Jensen et al., 2011; Rüeger, 2019), sujet qui sera abordé plus en profondeur dans le chapitre suivant.

1.2.3 Interférences

Comme énoncé dans l'entrée en matière (chapitre 1.1) et démontré par l'étude de Egger et al. (2021), une interférence peut apparaître lorsqu'une deuxième tâche perturbe la consolidation d'une première tâche. Dans les sciences du mouvement, les interférences représentent un thème récurrent car elles représentent un obstacle de taille lors d'un apprentissage moteur. Cette interférence peut être de différente nature et rétroactive ou proactive Robertson et al. (2004). Afin de limiter l'ampleur de ce chapitre, nous aborderons ici principalement les études et les connaissances ayant un lien avec l'équilibre ou la rTMS.

Afin de limiter ou du moins de contrôler les interférences lors de la planification d'un protocole d'entraînement, il est important de connaître les facteurs pouvant favoriser la consolidation d'une tâche ou ceux permettant de favoriser l'apparition d'interférences. L'étude de Lundbye-Jensen et al. (2011) met en lumière plusieurs facteurs pertinents. Leur étude incluait 61 adultes en bonne santé générale. Ils ont été séparés en 12 groupes comme le montre la figure 6. L'expérience s'est déroulée sur quelques heures pour les groupes 3, 4 et 5 et sur deux semaines pour les autres groupes. Tous les groupes ont été soumis à une tâche de force balistique au début et à la fin de l'expérience. Cette tâche consistait en une flexion plantaire isométrique de la cheville gauche lors de deux ou trois sessions de 35 essais (ou 45 essais pour le groupe 5). Le but de cette tâche était de produire le couple le plus grand possible en un temps donné. Puis, selon leur groupe, les participants ont effectué une deuxième tâche. Il pouvait s'agir d'une tâche de précision, d'une tâche ne demandant pas d'apprentissage (pour le groupe 6), de rTMS ou de stimulations électriques nerveuses répétées. De plus, certains groupes n'ont pas eu de deuxième tâche, mais un temps de pause. La tâche de précision exigeait du participant qu'il suive un tracé sinusoïdal sur un écran à l'aide du signal émis grâce à la flexion plantaire (groupes 1 et 3) ou la dorsiflexion (groupe 2). Cet exercice était répété 120 fois et chaque essai durait 8 secondes. La figure 6 résume les conditions sous lesquelles les différents groupes se sont entraînés.

Figure 6

Résumé des conditions et des groupes dans l'étude de Lundbye-Jensen et al. (2011)

Experiment I - interference from a competing task					
Group	Interference effect				
1 (9 subjects)	FT	AT agonist	FT	AT agonist	FT
2 (9 subjects)		AT antagonist		AT antagonist	
Experiment II - effect of time and extended practice					
3 (8 subjects)	FT	3h 40min break		AT agonist	FT
4 (8 subjects)		4h break			
5 (8 subjects)					
Experiment III - interference from a nonlearning task					
6 (8 subjects)	FT	agonist contractions	FT	agonist contractions	FT
Experiment IV - interference from repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS)					
7 (8 subjects)	FT	1Hz 115% MT	FT	1Hz 115% MT	FT
8 (8 subjects)		1Hz 90% MT		1Hz 90% MT	
9 (8 subjects)		1Hz sham		1Hz sham	
Experiment V - interference from repetitive electrical nerve stimulation (rENS)					
10 (8 subjects)	FT	1Hz 115% MT TN	FT	1Hz 115% MT TN	FT
11 (8 subjects)		1Hz 90% MT TN		1Hz 90% MT TN	
12 (8 subjects)		1Hz 115% MT CPN		1Hz 115% MT CPN	
	8 min	20 min	8 min	20 min	8 min

Note. FT = tâche de force balistique. AT = tâche de précision. Hz = Hertz. MT = seuil moteur au repos. Sham = factice. TN = nerf tibial. CPN = nerf fibulaire commun.

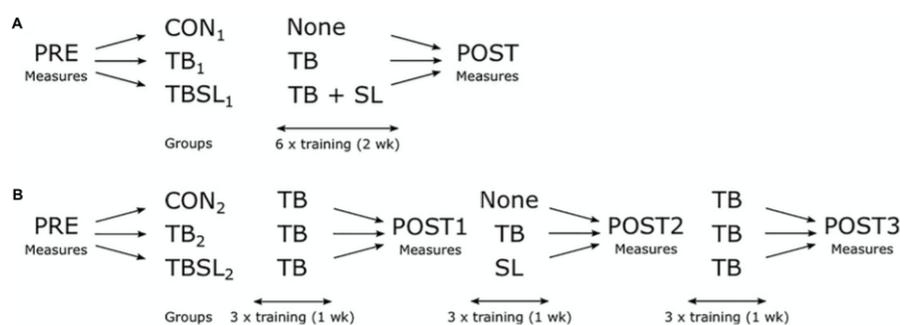
Cette étude met en évidence plusieurs facteurs induisant des interférences. L'expérience 1 a conclu que des interférences apparaissaient si la deuxième tâche implique les mêmes muscles agonistes et dans la même direction que la tâche A. L'expérience 2 a permis de définir qu'un laps de temps d'environ 4 heures entre les deux tâches suffisait pour que la consolidation de la première tâche soit suffisamment stable pour ne pas subir d'interférence de la deuxième tâche. Ce laps de temps nécessaire à la consolidation a aussi été testé dans l'étude de Muellbacher et al. (2002). Ils ont relevé qu'un laps de temps de 6 h n'affectait pas la consolidation d'une tâche motrice balistique de la main. Ces deux études laissent donc conclure qu'un laps de temps d'environ 4 heures est nécessaire à la consolidation d'une première tâche. L'expérience 3 n'a pas montré d'interférence et les auteurs en ont déduit après comparaison des résultats avec ceux du groupe 1 que des interférences surviennent uniquement si la deuxième tâche implique un apprentissage et non seulement la contraction du muscle agoniste. Finalement, l'expérience 4 s'intéressait aux effets de la rTMS. Les résultats de l'étude démontrent qu'une stimulation répétée de 1 Hz à 115 % du seuil moteur au repos (rMT) induisait des interférences alors que la stimulation factice (sham rTMS) ou en dessous du seuil n'en induisait pas. Ces résultats sont

par ailleurs similaires à ceux de Muellbacher et al. (2002). De plus, cette même expérience met en lumière un phénomène intéressant : le groupe ayant subi des interférences dues à la rTMS (groupe 7) avait aussi une progression intrasession significativement meilleure lors des tests de rétention. Cependant, que peu d'études à ma connaissance se sont penchées sur les interférences lors de tâches d'équilibre (Beaud, 2019; Egger, 2017; Egger et al., 2021; Giboin et al., 2018a; Rüeger, 2019; Schärer, 2019).

L'étude menée par Giboin et al. (2018a) visait à étudier le phénomène d'interférence lors de tâches d'équilibre, en ajoutant une seconde tâche intrasession ou intersession à une première tâche. Pour ce faire, ils ont mis en place deux expériences, dont le design est illustré dans la figure 7. Dans la première expérience, un groupe a suivi un entraînement à la fois sur le tilt board mais également sur la slackline. Ces deux engins étaient entraînés alternativement lors de la phase d'entraînement. Un autre groupe ne s'est entraîné que sur le tilt board. Et finalement, le groupe contrôle n'a pas suivi d'entraînement. Dans la deuxième expérience, les engins n'étaient plus entraînés de manière alternative, mais sous forme de blocs, à savoir trois blocs de trois entraînements. Ainsi, un groupe s'est entraîné trois fois sur le tilt board, puis trois fois sur la slackline et à nouveau trois fois sur le tilt board. Un autre groupe ne s'est entraîné que sur le tilt board et le groupe contrôle n'a suivi que deux blocs d'entraînement.

Figure 7

Design de l'étude de Giboin et al. (2018a)



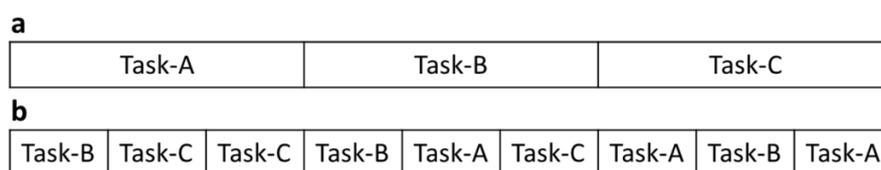
Note. Protocoles des deux expériences A et B. CON = groupe contrôle. TB = tilt board. SL = slackline. wk = semaine.

Les résultats de cette étude n'ont pas démontré de différence significative entre les groupes que cela soit pour la première ou la deuxième expérience. Il n'y a donc pas eu d'interférence, ni

lorsque la seconde tâche était intégrée à l'entraînement de base ni lorsqu'elle était rajoutée dans un bloc d'entraînement séparé. Bien qu'intéressants, les résultats de cette étude sont à considérer avec prudence. Si l'on se fie aux observations de Lundbye-Jensen et al. (2011), certains critères n'ont pas été respectés, et, toujours selon Lundbye-Jensen et al. (2011) il serait normal qu'aucune interférence ne soit apparue. En effet, Lundbye-Jensen et al. (2011) met en avant la nécessité que les muscles impliqués dans les différentes tâches soient les mêmes afin de créer des interférences. Or, cela n'est pas certain dans l'étude précédemment présentée. De plus, les résultats de Giboin et al. (2018a) ne font état nulle part d'amélioration pour la tâche sur la slackline, ce qui est, une fois encore selon Lundbye-Jensen et al. (2011) un point déterminant. En effet, ce dernier a pu démontrer que seules les tâches nécessitant un apprentissage sont susceptibles de créer des interférences. À cela s'ajoute encore la variable du temps. Dans l'étude de Giboin et al. (2018a), lors de la première expérience, les tâches sont entraînées alternativement, ce qui selon Robertson et al. (2004) n'entraîne pas d'interférence contrairement à l'apprentissage en bloc (figure 8). À ce sujet, selon Lundbye-Jensen et al. (2011) et Muellbacher et al. (2002), si le temps entre la première et la deuxième tâche excède 4 h, alors la première tâche sera stabilisée et plus sujette aux interférences. Dans la deuxième expérience de Giboin et al. (2018a), le délai entre les deux tâches est plus conséquent que 4 h, ce qui justifie le fait qu'il n'y ait pas eu d'interférence. Toutes ces observations suggèrent donc que les résultats de l'étude de Giboin et al. (2018a) sont à considérer avec un certain respect.

Figure 8

Entraînement en bloc ou aléatoire



Note. Selon Robertson et al. (2004), un modèle d'entraînement bloc comme illustré en A ne permet d'acquérir qu'une seule tâche. Alors qu'en suivant un entraînement alternant les diverses tâches aléatoirement, les trois tâches doivent pouvoir être acquises. Ceci laisse supposer que l'entraînement en blocs est plus susceptible aux interférences.

L'étude menée par Egger (2017) n'a mis en évidence aucune interférence entre les tâches d'équilibre (bascule antéro-postérieure, disque d'équilibre, planche à bascule et stabilomètre) mises en place dans les protocoles de son étude. Cependant, il se pourrait que les tâches choisies étaient trop complexes pour provoquer des interférences. De plus, il n'est pas clair si la spécificité des muscles et de la direction du mouvement étaient respectées dans toutes les tâches d'équilibre. Dans la continuité de l'étude d'Egger (2017), celle de Rüeger (2019) s'est focalisée sur trois tâches : une bascule antéro-postérieure, un disque d'équilibre et la rTMS. Les résultats de son étude ont pu démontrer que l'apprentissage d'une deuxième tâche d'équilibre (disque d'équilibre) créait des interférences (résultats similaires également présents dans l'étude d'Egger et al. (2021) présentée dans le chapitre *spécificités*) alors que l'application de rTMS n'en provoquait pas. Il est intéressant ici de comparer les résultats de ces deux études. En effet, l'une comme l'autre testaient une condition identique, à savoir si le disque d'équilibre provoquait des interférences sur la première tâche se déroulant sur la bascule antéro-postérieure. Bien qu'utilisant des engins identiques, il y a une divergence à la fois dans les résultats, mais aussi dans le protocole. Alors que pour l'étude d'Egger (2017), la phase d'apprentissage comprend quatre fois quatre essais, l'étude de Rüeger (2019) comprend six fois huit essais. De plus, le test de rétention a été fait le même jour lors de l'étude d'Egger (2017), mais après 24 heures lors de celle de Rüeger (2019). Je n'ai à l'heure actuelle aucune hypothèse pouvant expliquer cette divergence de résultat. Cependant, les résultats concernant l'absence d'interférence avec la rTMS démontrés par Rüeger (2019) coïncident avec l'étude de Beaud (2019). Celle-ci visait à déterminer le rôle du cortex moteur primaire (M1) dans la consolidation de tâches d'équilibre globales et la rTMS a été utilisée à cette fin. Les résultats de l'étude montrent que la rTMS n'a pas provoqué d'interférence sur la tâche d'équilibre sur la bascule antéro-postérieure. Cela impliquerait que les tâches d'équilibre complexes utilisent d'autres structures en plus du M1 pour la consolidation précoce en comparaison de tâches plus simples.

Cependant, toutes ces études se sont déroulées sur le court terme. C'est la raison pour laquelle l'étude d'Hortobágyi et al. (2009) semble pertinente même si elle ne porte pas sur l'équilibre, mais sur la force de contraction maximale volontaire (MVC) du muscle interosseux dorsal. Leur étude visait à savoir si le M1 contribuait aux adaptations neuronales liées à la MVC. Pour ce faire, ils ont inscrit de la rTMS à basse fréquence (< 1 Hz) dans leur protocole afin d'inhiber le M1 et afin de potentiellement interférer avec les progrès de la MVC. Cette étude s'est déroulée sur le long terme, sur 10 sessions réparties sur 4 semaines. Il s'agit à ma connaissance de la seule étude sur le long terme incluant de la rTMS. Les 40 participants à son étude ont été répartis

en 5 groupes. Le groupe 1 a entraîné les MVC, le groupe 2 a reçu en plus de la rTMS, le groupe 3 a entraîné la MVC et a reçu de la sham rTMS, le groupe 4 n'a reçu que de la rTMS, mais ne s'est pas entraîné à la MVC et finalement, le groupe 5, le groupe contrôle ne s'est ni entraîné à la MVC ni n'a reçu de la rTMS. Les résultats de cette étude corroborent ceux de Lundbye-Jensen et al. (2011). En effet, Hortobágyi et al. (2009) ont pu démontrer que la rTMS interférait avec l'augmentation de la MVC. De plus, leur étude a mis en lumière que l'utilisation de la rTMS sur le long terme n'affectait pas l'amplitude de la valeur maximale de l'onde M (Mmax), thème abordé dans le chapitre suivant.

À ma connaissance, il n'y a encore aucune étude qui a été faite sur les interférences par rTMS sur une tâche d'équilibre sur le long terme, d'où l'intérêt de cette présente étude.

1.2.4 Stimulation nerveuse périphérique (PNS)

La stimulation nerveuse périphérique (PNS) est une méthode qui permet d'induire une contraction musculaire en stimulant électriquement le nerf innervant le muscle cible (Nakagawa et al., 2020). Elle est couramment utilisée pour l'étude du réflexe H. Invasive pour le traitement de douleurs chroniques (Mobbs et al., 2007), elle peut également être utilisée de manière non invasive (Llanos et al., 2020) en utilisant des électrodes externes. Cependant, même en étant non-invasive, l'utilisation de la PNS peut être légèrement douloureuse pour le sujet. Nakagawa et al. (2020) explique l'effet de la PNS sur le nerf et le muscle de la manière suivante :

PNS activates both the sensory and motor nerves, thereby, inducing two separate responses. The motor nerve activation induces an early muscle response called the M-wave, which travels from the stimulation location to the muscle, while the activation of the Ia-sensory nerve induces late muscle response called the H-reflex, which travels from the stimulation location to the spinal neural circuit and then to the muscle. (p.1)

Cette méthode d'investigation a été utilisée pour la présente étude comme outil d'analyse pour récolter les informations sur les courbes de recrutements du réflexe H et de l'onde M.

1.2.5 Le réflexe d'Hoffmann (Réflexe H)

Le réflexe d'Hoffmann, appelé aussi le réflexe H est un réflexe monosynaptique provoqué par la stimulation électrique directe du nerf afférent. Il s'agit d'un réflexe analogue au réflexe d'étirement monosynaptique (Knikou, 2008), leur principe de fonctionnement étant très similaire. En effet, un réflexe myotatique monosynaptique se déclenche lorsque le muscle subit un étirement sous l'action d'un poids par exemple. Cet étirement est également interne, car les

fuseaux neuromusculaires s'étirent également. Cela provoque la dépolarisation des axones des fibres sensitives la par ouverture de canaux ioniques mécanosensibles et l'augmentation de décharge qui en résulte dans les fibres Ia active, via la synapse dans le système nerveux central, les motoneurones alpha. Ceux-ci vont à leur tour se décharger fortement en provoquant ainsi la contraction musculaire et donc le raccourcissement du muscle. Le réflexe H fonctionne de manière similaire à la seule différence qu'il est déclenché grâce à une stimulation électrique du nerf périphérique afférent et les fuseaux neuromusculaires ne sont donc pas impliqués dans cette réaction. Cette stimulation du nerf afférent périphérique induit deux réponses observables, l'onde M, la réponse directe ayant une courte latence et une réponse à plus longue latence, le réflexe H (Nakagawa et al., 2020). Pierrot-Deseilligny et Mazevet (2000) expliquent les phénomènes qui lient ces deux réponses. Ces propos sont par ailleurs illustrés dans la figure 9.

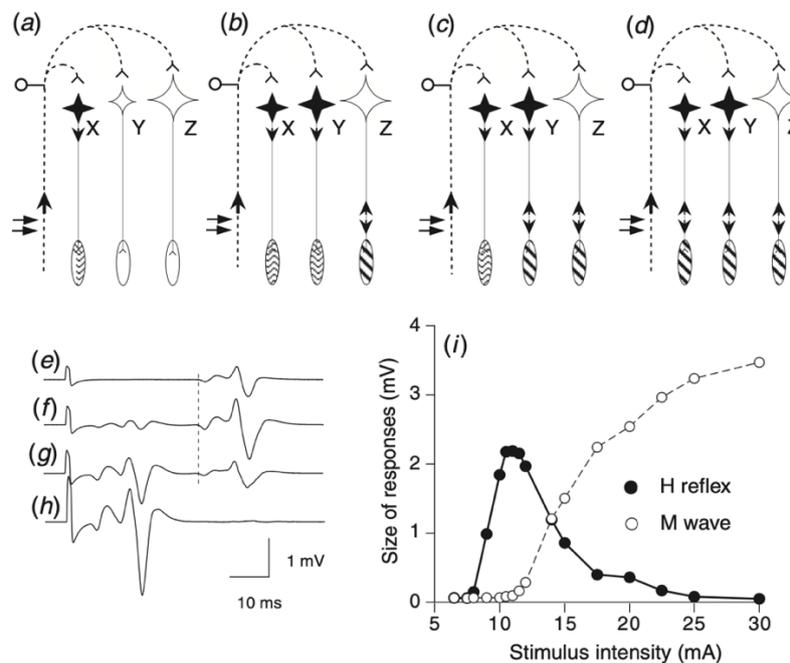
There is first a progressive increase in the reflex amplitude (...). When the motor threshold is reached, the short-latency direct motor response (M wave), due to stimulation of motor axons, appears in the EMG. Further increases in the test stimulus intensity cause the M wave to increase while the H reflex decreases (...). Finally, when the direct motor response is maximum, the reflex response has totally disappeared (...). This is because the antidromic motor volley set up in motor axons collides with and eliminates the H reflex (...). (p.3)

Cette particularité concernant le réflexe H est expliquée par Zehr (2002) comme étant due au diamètre des axones sensitifs et moteurs. En effet, Zehr (2002), Pierrot-Deseilligny et Mazevet (2000), mais aussi Knikou (2008) expliquent que les deux réponses ne recrutent pas les mêmes motoneurones. Alors que le réflexe H recrute de petits motoneurones, l'onde M en recrute avec des axones de diamètre supérieur. Ainsi, en respectant l'ordre de recrutement, à basse intensité seuls les petits motoneurones sont activés ce qui induit le réflexe H. Puis, l'intensité de stimulation augmentant, les grands motoneurones sont activés ce qui déclenche l'onde M. Enfin, à une certaine intensité, la volée motrice antidromique entre en collision avec la décharge du réflexe H et celui-ci est éliminé, laissant ainsi plus que l'onde M augmenter (Pierrot-Deseilligny & Burke, 2012). À ma connaissance, aucune étude ne s'est intéressée spécifiquement aux effets à long terme sur le ratio entre l'amplitude maximale du réflexe H et celle de l'onde M (ratio H_{max}/M_{max}) de la rTMS sur le M1, bien qu'Hortobágyi et al. (2009) ont pu démontrer que M_{max} n'est pas affecté par la rTMS.

Ainsi, les résultats de la présente étude seront à considérer avec réserve, n'ayant pas de comparaison.

Figure 9

Courbes de recrutement du réflexe H et de l'onde M du muscle soléaire



Note. Des exemples de réponses électromyographiques sont illustrés en (e) — (h). Les croquis (a) — (d) illustrent le recrutement des motoneurones et les volées motrices antidromiques (flèches bidirectionnelles sur les lignes continues) à différentes intensités. Sur ces croquis, les lignes pointillées représentent les afférences Ia et les lignes continues représentent les axones moteurs, les efférences. Les motoneurones colorés en noir sont ceux déchargés par les afférences Ia. Les fibres musculaires activées par le réflexe H sont mouchetées alors que celles activées par l'onde M sont hachurées en noir. En (a) et (e) la stimulation de 9 mA active les afférences Ia et cela provoque le réflexe H par le motoneurone « X ». En (b) et (f), la stimulation de 12 mA active davantage d'afférences Ia ce qui provoque le réflexe H par les motoneurones « X » et « Y » ; le réflexe H augmente. Cela déclenche également une volée motrice dans l'axone du motoneurone « Z » ce qui fait apparaître l'onde M sur l'EMG. La volée antidromique n'interfère pas avec le réflexe H, car le motoneurone « Z » n'est pas impliqué dans ledit réflexe. La stimulation de 15 mA en (c) et (g) active encore une fois que les motoneurones « X » et « Y », mais une volée motrice apparaît dans l'axone du motoneurone « Y » en plus de celle dans le motoneurone « Z ». L'onde M des fibres musculaires du motoneurone « Y » augmente et le réflexe H diminue, car la volée antidromique du motoneurone « Y » entre en collision avec la volée réflexe du même motoneurone ce qui l'élimine. Finalement, la stimulation de 30 mA en

(d) et (h) produit l'onde M maximale et le réflexe H disparaît complètement dû aux collisions avec les volées antidromiques. La ligne pointillée verticale dans (e) — (g) indique la latence du réflexe H. Sur le graphique (i), le réflexe H est en noir et l'onde M en blanc. De plus, l'axe des ordonnées indique la taille de la réponse en [mV] et l'axe des abscisses indique l'intensité du stimulus en mA. (Pierrot-Deseilligny & Burke, 2012)

1.2.6 Feedback augmenté

Les feedbacks sont de nos jours présents dans toutes sortes d'activités, mais plus encore dans le domaine sportif. En effet, il est généralement accepté dans la littérature que l'utilisation du feedback permet d'améliorer l'apprentissage moteur, car il agit comme un retour d'information sur la performance dans la boucle de régulation comportementale où la détection d'erreurs et la correction sont essentielles pour l'apprentissage moteur (Potdevin et al., 2018). Parmi la multitude de sortes de feedback, il existe le feedback augmenté. Il s'agit d'un feedback se basant, non pas sur la perception et les systèmes sensoriels comme pour les feedbacks intrinsèques, mais se basant sur les informations pouvant être perçues par une source externe comme un entraîneur ou un dispositif vidéo par exemple (Sigrist et al., 2013). Il s'agit donc d'un feedback extrinsèque. Celui-ci renseigne sur le déroulement d'une action motrice ou sur le résultat final ce qui permettrait au sujet selon Lauber et Keller (2014) de mieux situer son niveau et de différencier un essai réussi d'un essai raté. De plus, l'utilisation du feedback augmenté agit comme une source de motivation supplémentaire (Keller et al., 2014). Par conséquent, le gain de performance en sera influencé positivement. Le feedback augmenté sous forme de graphique a été utilisé dans cette étude afin de maximiser l'apprentissage et la motivation des participants.

1.3 Objectifs du travail

L'objectif premier de ce travail est de déterminer si l'utilisation de la rTMS sur le M1 interfère avec la consolidation d'une tâche d'équilibre sur le long terme. Plus précisément, le but est d'analyser l'influence de l'utilisation de la rTMS sur le M1 en analysant son impact sur plusieurs paquets de données, à savoir le prétest et posttest (sessions 1 et 6), les entraînements intermédiaires (sessions 2, 3, 4 et 5) et les intervalles entre les entraînements.

Le second objectif de ce travail est d'analyser l'impact de la rTMS sur le comportement des courbes de recrutement du réflexe H et de l'onde M, au repos et en activité, sur le court et le long terme. Plus spécifiquement, le but est d'analyser l'influence de l'utilisation de la rTMS sur le M1 en analysant l'impact de quatre paramètres, à savoir la session (prétest, posttest), le

timing (avant, après entraînement et rTMS), la position (au repos, en activité) et le groupe (rTMS, sham rTMS).

Ainsi, nous nous sommes posé les questions suivantes :

- A) Les participants recevant la rTMS progressent-ils significativement moins concernant la moyenne oscillatoire et le temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ que ceux recevant la sham rTMS ?
 - 1. En comparant uniquement les prétest et posttest (sessions 1 et 6)
 - 2. En comparant uniquement les entraînements intermédiaires (sessions 2, 3, 4 et 5)

- B) Les participants recevant la rTMS ont-ils une rétention significativement moins élevée concernant la moyenne oscillatoire et le temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ que ceux recevant la sham rTMS, au regard des dernières séries des sessions par rapport aux premières séries des sessions suivantes ?

- C) Les courbes de recrutement du réflexe H et de l'onde M sont-elles influencées de la même manière pour le groupe recevant la rTMS que pour le groupe recevant la sham rTMS ? Autrement dit, l'utilisation de la rTMS a-t-elle un impact sur les courbes de recrutement du réflexe H et de l'onde M, et si oui, lequel ?

Afin d'examiner scientifiquement ces questions, nous avons formulé les hypothèses suivantes, basées à la fois sur le premier et le deuxième objectif de ce travail:

- 1. Hypothèses concernant les questions de recherche A.1 et A.2 :
 - H_{A10} : L'utilisation de la rTMS ne perturbe pas significativement la consolidation de la tâche à long terme concernant la progression générale.
 - H_{A11} : L'utilisation de la rTMS perturbe significativement la consolidation de la tâche à long terme concernant la progression générale.

 - H_{A20} : L'utilisation de la rTMS ne perturbe pas significativement la consolidation de la tâche à long terme concernant la progression intermédiaire.
 - H_{A21} : L'utilisation de la rTMS perturbe significativement la consolidation de la tâche à long terme concernant la progression intermédiaire.

2. Hypothèse concernant la question de recherche B :

H₂₀ : L'utilisation de la rTMS sur le long terme ne perturbe pas la rétention d'une tâche d'équilibre.

H₂₁ : L'utilisation de la rTMS sur le long terme perturbe la rétention d'une tâche d'équilibre.

3. Hypothèse concernant la question de recherche C :

H₃₀ : L'utilisation de la rTMS sur le long terme ne modifie pas significativement le ratio H_{max}/M_{max}.

H₃₁ : L'utilisation de la rTMS sur le long terme modifie significativement le ratio H_{max}/M_{max}.

2 Méthode

2.1 Participants

L'échantillon était composé de 31 personnes (16 femmes et 15 hommes) âgées de 19 à 39 ans. Ils ont été recrutés parmi des étudiants en sport de l'Université de Fribourg et parmi une population aléatoire. Ils ont été séparés en deux groupes de manière systématique d'après leur rMT du muscle soléaire. Ainsi, les personnes ayant un rMT inférieur à une valeur maximale donnée étaient inscrites dans le groupe expérimental recevant les rTMS, appelé « groupe rTMS ». Par opposition, les personnes ayant un rMT supérieur à la valeur maximale donnée étaient inscrites dans le groupe contrôle recevant des rTMS factices, appelé « groupe sham » (tableau 1). Les personnes ayant pris part à cette expérience ont attesté, par écrit et à la suite d'explications ne révélant pas le but de l'étude, qu'aucun des critères suivants ne les concernait : perturbations neurologiques ou motrices, maladies ou blessures cérébrales ou cardiovasculaires graves, grossesse, épilepsie, Pacemaker, implants auditifs et métal dans le corps. De plus, toutes les personnes ayant pris part par le passé à une étude similaire ont été exclues.

Tableau 1

Informations sur la composition des groupes

	Groupe rTMS	Groupe sham
<i>n</i>	15	16
Sexe [h/f]	7/8	8/8
Âge [ans]	23.27 ± 1.83	25.56 ± 5.8
Taille [cm]	175.27 ± 10.12	174.31 ± 7.2
Poids [kg]	64.93 ± 9.62	68.13 ± 12.97

Note. Pour l'âge, la taille et le poids sont indiqués les moyennes ± l'écart-type. Groupe rTMS = groupe ayant reçu des stimulations magnétiques transcrâniennes répétées. Groupe sham = groupe ayant reçu des rTMS factices.

2.2 Instruments de mesure

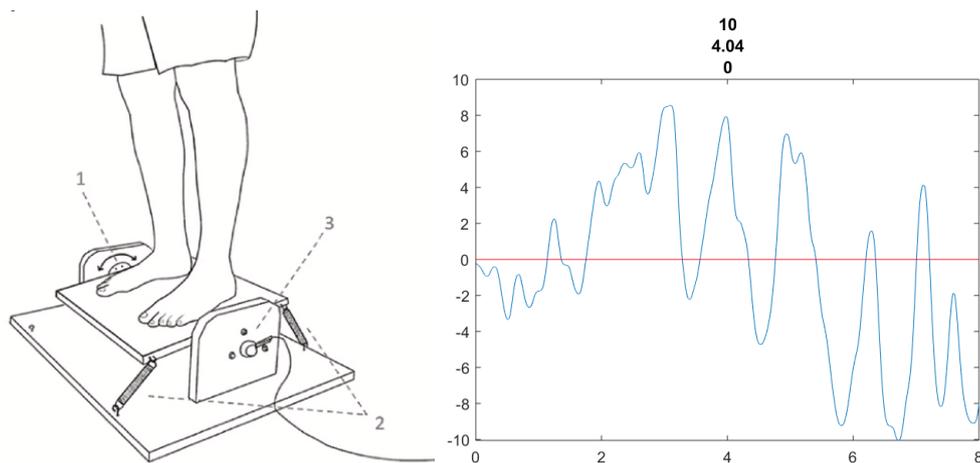
2.2.1 Tâche d'équilibre

La tâche d'équilibre se déroulait sur une plateforme d'équilibre antéro-postérieure faite sur mesure (figure 10, gauche). Elle était constituée d'une planche en bois recouverte de bandes antiglisse et était fixée sur un axe transversal immobile. Afin de mesurer les déviations angulaires à la position neutre, c'est-à-dire horizontale (0°), un goniomètre a été utilisé. Celui-ci était fixé sur le côté de la plateforme d'équilibre et était relié à l'ordinateur. Il permettait de mesurer en volt la différence angulaire par rapport à l'horizontale, mesures récoltées par le programme IMAGO (Imago Record, Pfittec, Endingen, Allemagne), puis traitées par MATLAB (R2019b, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) afin d'obtenir des données en degré. Selon le niveau des participants, la difficulté pouvait être ajustée grâce à différents ressorts (Durovis AG, Perlen LU, Switzerland). Ceux-ci étaient fixés aux coins de la planche en bois et au sol. Les participants devaient prendre place sur la plateforme en chaussettes ou pieds nus et ils devaient positionner leurs pieds entièrement sur la planche. Une chaise lestée sur le côté leur permettait de monter et de trouver la position la plus confortable et stable sur la plateforme. Une fois positionnés, les participants disposaient d'un repère visuel placé sur le mur en face d'eux à une distance d'environ deux mètres. Ce repère pouvait être utilisé ou non, selon les besoins des participants. Cependant, il est important de spécifier que les participants devaient regarder en face d'eux et non leurs pieds. Par ailleurs, aucune indication n'a été donnée par les expérimentateurs quant à la position des bras pouvant aider à l'équilibre ; les participants étaient libres de choisir ce qui leur convenait le mieux. Avant l'arrivée d'un participant, la balance devait être calibrée. Pour ce faire, elle était mise en position antérieure, puis postérieure maximale et le programme MATLAB permettait de transformer en degré l'information recueillie en volt. Ces angles de $\pm 20^\circ$ étaient alors utilisés comme référence pour les essais. L'essai commençait alors après le compte à rebours de l'expérimentateur et une fois la chaise lâchée. L'essai prenait fin après huit secondes, sur indication de l'expérimentateur. Les participants étaient alors invités à descendre de la plateforme pour au moins 30 secondes, avant le prochain essai. Le but de ces essais était de garder la planche de la plateforme dans une position neutre, c'est-à-dire horizontale. Si par maladresse, les participants perdaient l'équilibre et se tenaient à la chaise ou descendaient de la plateforme pendant les huit secondes de l'essai, celui-ci était compté comme nul et il devait être refait. Le programme IMAGO permettait de gérer le commencement, la durée et la fin, de même que l'enregistrement des variations angulaires de chaque essai. Ces données étaient ensuite importées dans le programme

MATLAB qui permettait d'exporter les données enregistrées dans un fichier Excel (Microsoft Excel pour Office 365, version 16.51, Microsoft Corporation, Redmond, USA) et de générer un graphique utilisé comme feedback visuel (figure 10, droite). Ces derniers permettaient ainsi aux participants de différencier un mauvais, d'un bon essai. Chaque essai était représenté sur un graphique sur lequel une ligne horizontale rouge représentait la position neutre et un tracé bleu représentait les mouvements de la plateforme durant les huit secondes de l'essai.

Figure 10

Plateforme d'équilibre (gauche) et feedback visuel (droite)



Note. (gauche) Plateforme d'équilibre antéro-postérieure avec axe transversal (1) et goniomètre sur le côté (3). Chaise sur le côté pour aider le participant à se positionner. Ressorts (2) de part et d'autre définissant le niveau de difficulté. (Egger et al., 2021) (droite) 10 = numéro de l'essai. 4.04 = moyenne de la déviation en [°] par rapport à la position neutre, représentée par la ligne rouge. 0 = cumulation du temps [s] passé dans les positions maximales. L'axe des abscisses indique la durée de l'essai [s] et l'axe des ordonnées indique la déviation angulaire [°] par rapport à l'horizontale.

2.2.2 Stimulation magnétique transcrânienne (TMS)

Les TMS ont été délivrées en majorité grâce à une bobine en forme de huit (D-B80, Magventure A/S, Farum, Denmark; Ø 95 mm, 120° angle) et à un stimulateur magnétique (MagPro X100 avec MagOption, MagVenture A/S, Farum, Danemark). Les rTMS quant à elles ont été délivrées en majorité grâce à une bobine autorefroidissant (MCF-B70, Tonica Elektronik A/S, Farum, Danemark). Pour des raisons logistiques et techniques, une autre bobine a parfois été

utilisée (MCF-B65, Tonica Elektronik A/S, Farum, Danemark). Le choix de la position de la bobine sur le scalp des participants s'est fait en suivant un principe relativement simple. En effet, la position de la bobine a pu être déterminée grâce à l'amplitude des MEP du muscle cible recueillis par les électrodes (0.34 cm de diamètre, Ag/AgCl, Ambu Blue Sensor, Ballerup, Denmark) de l'EMG et représentés sur l'écran d'ordinateur. La meilleure position correspondait à l'amplitude maximale enregistrée des MEP lors de l'exploration centimètre par centimètre de la région du M1 à la surface de la peau. Cette position jugée optimale était ensuite marquée au feutre indélébile sur le scalp des sujets. Cette étape minutieuse a été répétée lors de chaque session afin d'être toujours dans la zone la plus réactive du muscle cible, même si les marques indélébiles étaient parfois encore visibles.

Stimulation magnétique transcrânienne répétée (rTMS). Dans le cas de la présente étude, la TMS à impulsion unique et la rTMS ont été utilisées, à des fins différentes cependant. La TMS a été utilisée pour déterminer le rMT et le MT alors que la rTMS a été utilisée comme « tâche secondaire » et appliquée au nombre de 900 stimulations (une par seconde) lors de chaque session à une fréquence de 1 Hz et une intensité de ± 115 % du rMT. Lors de l'utilisation de la rTMS, les participants devaient se coucher en décubitus dorsal sur le lit, tout en ayant le sommet de la tête au bord de celui-ci. Cette position était demandée afin que la bobine et le bras articulé utilisé pour maintenir la bobine en place puissent être placés correctement sur les marques tracées sur le scalp des participants. Cette position concernait tous les participants, même ceux du groupe sham. Par ailleurs, lorsque le participant appartenait au groupe sham, la bobine était alors tournée de 90° afin que les impulsions magnétiques soient dirigées non pas vers le crâne du participant, mais dans le vide.

Intensité et amplitude de stimulation. La fréquence choisie pour la stimulation est un facteur déterminant pour la réponse physiologique. Ainsi, pour la présente étude, la fréquence était de 1 Hz pour tous les participants, et ce indépendamment de leur rMT et MT. Cette fréquence a été utilisée pour la rTMS uniquement. L'amplitude de stimulation, par contre, était variable en fonction de la réactivité et de la sensibilité de chacun. Elle était définie en pourcentage, par rapport au maximum pouvant être délivré par le stimulateur. De plus, la durée de stimulation était de 15 minutes pour la rTMS.

Seuil moteur au repos (rMT). Afin de stimuler le M1 à la bonne intensité, il était indispensable de définir le rMT. C'était ensuite sur la base de cette valeur qu'était basée l'intensité de

stimulation pour la rTMS. L'étude de Rossini et al. (2015) spécifie un paramètre à prendre en compte : l'amplitude des MEP récoltée grâce à l'EMG est cependant variable d'essai en essai, car l'excitation des neurones corticaux et spinaux subit des fluctuations intrinsèques ; il est donc important de suivre une méthode afin de trouver la bonne valeur. Pour ce faire, la méthode de la fréquence relative proposée par Rossini et al. (1994) puis modifiée légèrement par Groppa et al. (2012) a été utilisée. Voici ce qu'ils proposent : premièrement, le rMT est défini comme la plus faible intensité de stimulation à laquelle la TMS évoque un MEP dans au moins 5 essais sur 10. Pour commencer la détermination, ils stipulent que l'intensité de stimulation doit être inférieure au seuil et la bobine doit être placée sur le site optimal de stimulation précédemment défini. Ensuite, l'intensité de stimulation doit être augmentée par palier de 5 % (intensité du stimulateur) jusqu'à obtenir des MEP de plus de 50 μV (amplitude « peak-to-peak ») à chaque nouvelle stimulation. L'intensité doit alors être réduite par pas de 1 % jusqu'à avoir au moins 5 essais sur 10 de plus de 50 μV . Cette intensité + 1 peut alors être définie comme rMT.

Contre-indications et effets indésirables. Bien que l'utilisation de la TMS et rTMS est non-invasive et en principe indolore, il existe un certain nombre de facteurs auxquels il faut être attentif. Ainsi, les participants souffrant de perturbations neurologiques ou motrices, de maladies ou blessures cérébrales ou cardiovasculaires graves, d'épilepsie, ainsi que les participants ayant un Pacemaker, des implants auditifs ou du métal dans le corps, de même que les femmes enceintes ont été exclus de la présente étude. L'effet indésirable le plus fréquent est un léger mal de tête, bien que ce genre d'effet secondaire soit plutôt rare. Aucun de nos participants ne s'est plaint d'effets indésirables. Si le consensus est respecté, cette technique de stimulation est sécurisée.

2.2.3 Électromyographie (EMG)

L'EMG de surface est une technique utilisée pour enregistrer les changements dans le potentiel électrique du muscle ; ces changements sont associés à la contraction musculaire (Burden, 2007). Pour cette expérience, l'activité musculaire du muscle soléaire et du muscle tibial antérieur de la jambe droite de chaque participant à chaque session a été enregistrée et utilisée comme moyen de contrôle pour le placement des électrodes. Deux senseurs sans fil (Myon, Switzerland) ont été utilisés pour collecter les changements de potentiel électrique dans les muscles cibles précédemment cités. Pour ce faire, l'endroit prévu pour accueillir l'électrode a été rasé si nécessaire et nettoyé (NuPrep Skin Prep Gel, Weaver and Company, USA) puis désinfecté. Cette démarche permet d'éliminer certaines interférences ou le bruit dans le signal

transmis à l'ordinateur, signal amplifié (1000x au total, à savoir 200x par les senseurs et 5x par le programme IMAGO). Une fois la peau nettoyée, deux électrodes ont été collées l'une contre l'autre sur la peau, à l'endroit du ventre du muscle selon le protocole SENIAM (Hermens et al., 2000). Cet endroit est facilement détectable à la palpation du muscle contracté. Ainsi, le participant devait se mettre sur la pointe du pied ou faire une dorsiflexion de la cheville pour déterminer au mieux le placement des électrodes sur le muscle soléaire, respectivement tibial antérieur. Une fois la localisation déterminée et les électrodes collées, les senseurs étaient connectés aux électrodes. Finalement, le signal de chaque muscle était contrôlé grâce à la visualisation du dit-signal sur l'écran d'ordinateur. Pour ce faire, le participant devait se mettre sur la pointe des pieds et faire quelques petits rebonds, puis mettre tout le poids de son corps sur le pied gauche afin de visualiser le signal au repos. Une fois le contrôle terminé et le placement des électrodes jugé correct, un filet était placé autour de la jambe du participant pour maintenir les senseurs en place.

2.2.4 Stimulation nerveuse périphérique (PNS)

Pour la présente étude, le muscle cible pour la PNS était le muscle soléaire. C'est donc le nerf tibial qui a été stimulé à l'aide d'un stimulateur électrique (square-wave pulse of 1 ms. Digitimer DS7A, Digitimer Ltd, Hertfordshire, UK), d'une anode (4 x 4 cm) qui était fixée en dessous de la patella avec du scotch et d'une cathode ronde (2 cm de diamètre) qui était placée avec du scotch au-dessus du nerf tibial dans la fosse poplitée. De plus, un gel a été utilisé pour assurer une meilleure conduction. Les données récoltées étaient traitées par un programme fait sur mesure basé sur Python (Python Software Foundation (PSF), Delaware, USA). La procédure qui a été utilisée est la suivante : premièrement, l'anode était fixée comme indiqué ci-dessus lors de la pose des électrodes pour l'EMG du prétest et du posttest. Le moment venu, le participant devait se placer debout avec les bras le long du corps face à un écran. Les fils reliant l'anode et la cathode au stimulateur étaient ensuite branchés. L'expérimentateur se plaçait alors derrière le participant et procédait à la prospection de la fosse poplitée avec la cathode afin de trouver non seulement l'endroit stimulant le bon nerf, le nerf tibial, mais aussi l'endroit le stimulant le mieux. Pendant la prospection, des stimulations de basse à moyenne intensité étaient envoyées, ce qui permettait de déterminer le meilleur endroit grâce aux données affichées sur l'écran. Une fois le positionnement jugé optimal, une électrode était collée à cet endroit puis connectée au stimulateur par un fil. La détermination du tracé de l'onde M et du réflexe H pouvait alors commencer. Les stimulations étaient espacées les unes des autres par un délai de 5 secondes. De manière générale, les stimulations commençaient avec une intensité

de 6 % puis un incrément de 1 % était ajouté à chaque nouvelle stimulation, jusqu'à ce que le réflexe H n'augmente plus et donc que l'onde M se mette à augmenter. Une fois cette intensité déterminée, l'examineur revenait à une intensité plus faible et ajustait l'intensité de stimulation pour déterminer plus précisément la valeur Hmax. Puis l'intensité de stimulation augmentait à nouveau par incrément de 5 % jusqu'à obtenir le plateau de la courbe de recrutement de l'onde M. Les stimulations étaient alors arrêtées. Le même processus se répétait une deuxième fois en position debout sur une deuxième plateforme d'équilibre équipée de ressorts de niveau 24 (correspondant à une constante de rappel de 2.4 N/mm) et 11 (1.1 N/mm) afin d'obtenir les courbes de recrutement de l'onde M et du réflexe H en activité. Cependant, il y a un paramètre dont il fallait encore tenir compte pour la détermination de la courbe de recrutement de l'onde M et du réflexe H en activité. Il s'agit du mouvement déclenchant la stimulation. Comme l'ont fait Papegaaij et al. (2016), la stimulation était déclenchée uniquement lors d'un mouvement antéro-postérieur afin de réduire la variabilité du réflexe H. De plus, il est important de stipuler que deux participants ont dû être exclus lors de l'analyse des résultats, car aucun réflexe H n'a pu être trouvé chez eux.

2.3 Procédure

2.3.1 Design de l'étude

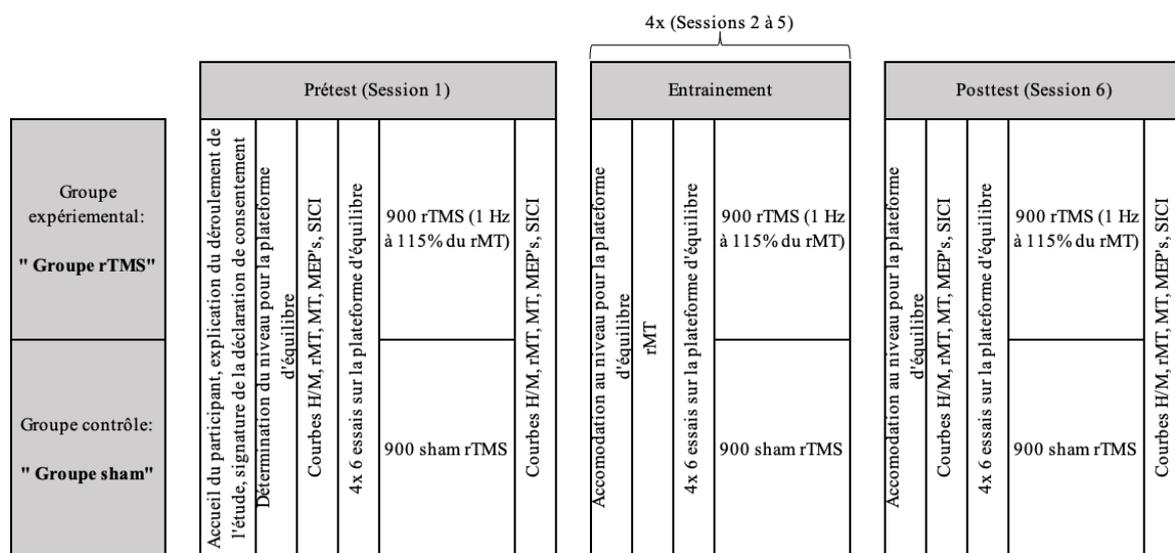
L'expérience était composée pour chaque participant de six sessions au laboratoire. La première session durait environ 2 h 30, il s'agissait du prétest. Les sessions 2, 3, 4 et 5 étaient des entraînements et duraient environ 1 h chacune. Finalement, la sixième session, le posttest durait environ 2 h 30. Les six sessions de chaque participant respectaient les critères suivants : toutes les mesures ont été prises en l'espace de maximum 16 jours et il y avait au minimum une nuit entre chaque session.

La procédure complète est illustrée dans la figure 11. Lors de l'arrivée du participant pour la première session, il a été accueilli et présenté aux différents expérimentateurs. Il a ensuite été invité à lire et à signer une déclaration de consentement qui l'informait des techniques utilisées durant l'expérience, des éventuels risques ainsi que des facteurs d'exclusion. De plus, cette déclaration informait le participant qu'il pouvait se retirer à tout moment de l'étude, sans justification. Une fois le formulaire signé et les éventuelles questions abordées, sans pour autant dévoiler le but de l'étude, le participant devait enlever ses chaussures et se mettre en short. Il devait ensuite s'asseoir sur une chaise pour la pose des différentes électrodes ; deux électrodes sur le muscle soléaire, deux sur le muscle tibial antérieur et une anode fixée en dessous de la

patella. Une fois les électrodes collées et les signaux de l'EMG vérifiés, le participant prenait place sur la plateforme d'équilibre pour la détermination de son niveau. Le niveau était déterminé en principe en 6 essais (le chapitre 2.3.2 Niveau de difficulté de la plateforme d'équilibre fournit plus de détails). Ensuite, les mesures neurophysiologiques étaient prises. Il s'agissait des courbes de recrutement du réflexe H et de l'onde M, de la détermination du rMT et du seuil moteur en activité (MT), ainsi que l'inhibition intracorticale avec intervalle court (SICI) en positions stable et instable (la mesure SICI a été prise pour un autre travail de Master de l'université et ne sera pas abordée dans le présent travail). Puis le participant était invité à faire la tâche sur la plateforme d'équilibre, qui consistait en quatre séries de six essais. Après cette étape le participant devait s'allonger sur le dos sur un lit afin de recevoir 900 rTMS du M1 s'il appartenait au groupe expérimental, ou 900 sham rTMS du M1 si appartenait au groupe contrôle. Finalement, le participant repassait les mesures neurophysiologiques dans l'ordre suivant : rMT, MT, SICI et les courbes de recrutement du réflexe H et de l'onde M. Le premier rendez-vous était alors terminé une fois les électrodes décollées.

Figure 11

Déroulement de la prise de mesures



Note. Courbes H/M = courbes de recrutement du réflexe H et de l'onde M. rMT = seuil moteur au repos. MT = seuil moteur avec activation musculaire. MEP's = potentiels moteurs évoqués. SICI = inhibition intracorticale avec intervalle court. Hz = Hertz. rTMS = stimulation magnétique transcrânienne répétée. Sham = factice.

Les quatre sessions d'entraînement (sessions 2 à 5) étaient plus courtes, car seul le rMT était déterminé. Ainsi, chaque session d'entraînement se déroulait de la manière suivante : Accueil, pose des électrodes, contrôle du signal de l'EMG, accommodation en suivant le même schéma que pour la détermination du niveau, détermination du rMT, quatre séries de six essais sur la plateforme d'équilibre puis 900 stimulations (factices ou réelles) et finalement décollage des électrodes. Le dernier rendez-vous (session 6) était très similaire au premier (session 1). Simplement, la déclaration de consentement n'était plus à signer, et la détermination du niveau se transformait comme pour les sessions 2 à 5 en accommodation. À la fin du dernier rendez-vous, les participants étaient remerciés et rémunérés et s'ils le souhaitaient le but de l'étude leur était expliqué.

2.3.2 Niveau de difficulté de la plateforme d'équilibre

Chaque individu étant différent, il était important de pouvoir moduler la difficulté de la tâche d'équilibre. Grâce à la plateforme d'équilibre faite sur mesure, cela était possible. En effet, chaque coin de la plateforme était pourvu d'un crochet, de même que chaque coin du support de la plateforme. De cette manière, et grâce à des ressorts ayant différentes constantes de rappel, le niveau a pu être adapté à chaque participant. Une procédure standardisée a été utilisée pour la détermination du niveau approprié à chaque participant, elle incluait en moyenne six essais. Le premier, le plus facile, se faisait avec deux ressorts de niveau 11 (correspondant à une constante de rappel de 1.1 N/mm) et deux de niveau 3 (0.3 N/mm). S'ensuivaient quatre autres essais de plus en plus difficiles, avec deux ressorts de niveau 11 (1.1 N/mm), puis 9 (0.9 N/mm), puis 7 (0.7 N/mm), puis 5 (0.5 N/mm). Le sixième essai se faisait avec le niveau jugé le plus adapté par les expérimentateurs. Dans quelques cas, d'autres combinaisons de ressorts ont été utilisées, le protocole standardisé ne fournissant pas une progression adaptée de la difficulté.

2.4 Évaluation et analyse statistique des données

2.4.1 Données

Sur l'ensemble des données récoltées lors des six sessions, seule une partie a été utilisée pour cette étude. En effet, comme présenté dans le chapitre 2.3.1 *Design de l'étude*, des mesures SICI ont également été collectées. Le but de cette étude n'incluant pas les mesures SICI, elles ne seront donc pas analysées. Cependant, ces données seront intégrées dans un travail de Master d'un étudiant de l'université de Fribourg dans un avenir proche. Concernant le reste des

données, bien que toutes utiles au bon déroulement de la prise de mesure, toutes n'ont pas été analysées dans le détail. Ainsi, les données utilisées pour la présente étude sont principalement les données angulaires de la plateforme d'équilibre ainsi que celles concernant le temps passé entre $\pm 4^\circ$ sur la plateforme également. Afin d'uniformiser les données et d'exclure les valeurs extrêmes, le meilleur et le moins bon essai de chaque série n'ont pas été pris en compte. De cette manière, une série comportant six essais sur la plateforme ne consistait plus qu'à quatre essais pour l'analyse. De plus, afin d'élargir le point de vue de cette étude, les données liées au H réflexe et à l'onde M ont également été analysées. La récolte de données a été faite à l'aide de plusieurs programmes. Cependant, le traitement de ces données a été effectué d'une part avec un script MATLAB et d'autre part avec un tableur Excel. Ce dernier programme a aussi permis la création des divers graphiques.

2.4.2 Statistiques

Toutes les analyses statistiques qu'il s'agisse des analyses descriptives ou des analyses inférentielles ont été effectuées avec le programme Jamovi (The jamovi project, version 1.6.23.0).

Pour l'analyse de la progression générale, correspondant à la question de recherche A.1, une ANOVA à mesures répétées de format 2 x 2 x 2 a été utilisée. Le format fait référence aux facteurs session (prétest, posttest), série (1, 4) et groupe (rTMS, sham).

Pour l'analyse de la progression intermédiaire, correspondant à la question de recherche A.2, une ANOVA à mesures répétées de format 4 x 2 a été utilisée. Le format fait référence aux facteurs session (2, 3, 4 et 5) et groupe (rTMS, sham).

Pour l'analyse de la rétention, correspondant à la question de recherche B, une ANOVA à mesures répétées de format 3 x 2 a été utilisée. Le format fait référence aux facteurs intervalle (entre les séries 4 et 1 des sessions 2 - 3, 3 - 4 et 4 - 5) et groupe (rTMS, sham).

Finalement, pour l'analyse du réflexe H, la question de recherche C, une ANOVA à mesures répétées de format 4 x 2 x 2 a été utilisée. Le format fait référence aux facteurs session (prétest avant stimulation, prétest après stimulation, posttest avant stimulation et posttest après stimulation), position (stand/au repos, task/en activité) et groupe (rTMS, sham).

Après analyse des résultats, aucun test posthoc n'a dû être réalisé pour deux raisons principales : soit la valeur p était plus grande que 0.05 et donc non significative, soit il n'y avait que deux

niveaux pour le facteur significatif et une simple comparaison des statistiques descriptives suffisait à déterminer quel niveau prévalait l'autre.

Pour les différents tests statistiques, le niveau de significativité de la valeur p était définie comme : $p < 0.001$ (***) = grandement significatif, $p < 0.01$ (**) = très significatif, $p < 0.05$ (*) = significatif et $p > 0.05$ = non significatif. De plus, pour l'êta-2 généralisé, la taille de l'effet était fixée tel que : faible effet si $\eta^2 G > 0.02$, effet modéré si $\eta^2 G > 0.13$ et effet marqué si $\eta^2 G > 0.26$. Cet indice sert d'indicateur de force pour l'ANOVA.

3 Résultats

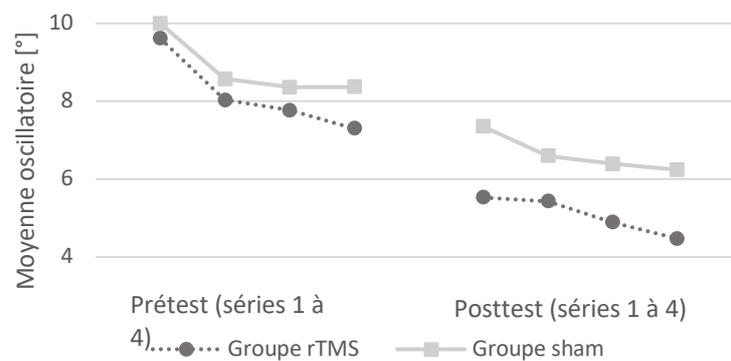
3.1 Analyse de la progression générale

Le but de cette analyse est de déterminer si le facteur « groupe » a une influence sur la progression à la fois sur la moyenne oscillatoire et sur le temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$. Ainsi, seuls le prétest et le posttest (session 1 et 6) ont été pris en compte dans cette analyse. Les outils statistiques utilisés pour l'analyse se résument à une ANOVA à mesures répétées à deux fois deux facteurs ayant chacun deux niveaux. Autrement dit, les paramètres session, série et groupe ont été analysés.

3.1.1 Analyse de la moyenne oscillatoire

Figure 12

Analyse de la moyenne oscillatoire lors du prétest et posttest pour les deux groupes



Note. L'axe des ordonnées indique la moyenne oscillatoire par rapport à la position horizontale [°]. L'axe des abscisses nomme, à gauche les séries 1 à 4 des prétests, à droite les séries 1 à 4 des posttests. Groupe rTMS ($n = 15$) = groupe expérimental recevant la rTMS. Groupe sham ($n = 16$) = groupe contrôle recevant de la sham rTMS. rTMS = stimulation magnétique transcrânienne répétée. Sham = factices.

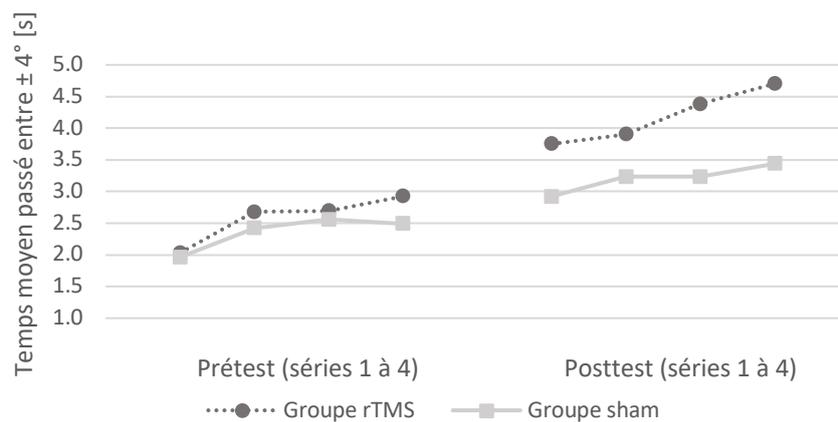
En ce qui concerne l'analyse de la moyenne oscillatoire des prétests et des posttests (figure 12), les résultats de l'ANOVA à mesures répétées comprenant les séries 1 et 4 des prétests et posttests sont grandement significatifs pour le facteur session ($F_{1,29} = 90.05$, $p > 0.001$, $\eta^2_G =$

0.277) et pour le facteur série ($F_{1,29} = 49.79, p > 0.001, \eta^2_G = 0.095$). De plus, les valeurs sont significatives pour l'interaction session*série ($F_{1,29} = 0.02, p < 0.05, \eta^2_G = 0.009$). Cependant, les valeurs ne sont pas significatives pour le facteur groupe ($F_{1,29} = 2.67, p > 0.05, \eta^2_G = 0.067$), ni pour les interactions session*groupe ($F_{1,29} = 3.01, p > 0.05, \eta^2_G = 0.013$), série*groupe ($F_{1,29} = 0.51, p > 0.05, \eta^2_G = 0.001$) et session*série*groupe ($F_{1,29} = 1.12, p > 0.05, \eta^2_G = 0.002$).

3.1.2 Analyse du temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$

Figure 13

Analyse du temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ lors du prétest et posttest pour les deux groupes



Note. L'axe des ordonnées indique le temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ par rapport à la position horizontale [s]. L'axe des abscisses nomme, à gauche les séries 1 à 4 des prétests, à droite les séries 1 à 4 des posttests. Groupe rTMS ($n = 15$) = groupe expérimental recevant la rTMS. Groupe sham ($n = 16$) = groupe contrôle recevant de la sham rTMS. rTMS = stimulation magnétique transcrânienne répétée. Sham = factices.

Concernant l'analyse du temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ des prétests et posttests (figure 13), les résultats de l'ANOVA à mesures répétées des séries 1 et 4 révèlent les résultats suivants : les valeurs sont grandement significatives pour le facteur session ($F_{1,29} = 50.51, p < 0.001, \eta^2_G = 0.239$) et pour le facteur série ($F_{1,29} = 48.31, p < 0.001, \eta^2_G = 0.082$). De plus, l'interaction session*groupe ($F_{1,29} = 4.43, p < 0.05, \eta^2_G = 0.027$) présente un résultat significatif. Cependant, les résultats sont non significatifs pour le facteur groupe ($F_{1,29} = 2.93, p > 0.05, \eta^2_G = 0.067$),

et pour les interactions série*groupe ($F_{1, 29} = 3.64, p > 0.05, \eta^2_G = 0.007$), session*série ($F_{1, 29} = 0.01, p > 0.05, \eta^2_G = 0.000$) et session*série*groupe ($F_{1, 29} = 0.03, p > 0.05, \eta^2_G = 0.000$).

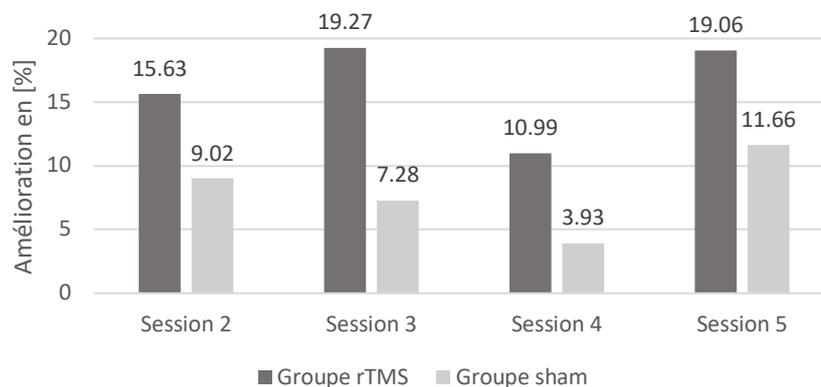
3.2 Analyse de la progression lors des entraînements

Les résultats des entraînements sont analysés séparément du prétest et du posttest, car ces derniers comprenaient des mesures plus longues. Le but de cette analyse est de déterminer si le facteur groupe a une influence sur la progression lors des entraînements. Pour ce faire, les données de chaque entraînement de chaque participant ont été traitées avec le programme Excel afin d'obtenir la progression en pourcentage. Ainsi, les données utilisées sont uniquement les premières et les quatrièmes séries. L'analyse inférentielle a été réalisée grâce à une ANOVA à mesures répétées à un facteur comprenant quatre niveaux. Autrement dit, les facteurs session et groupe sont analysés.

3.2.1 Analyse de la moyenne oscillatoire

Figure 14

Analyse de la progression concernant la moyenne oscillatoire pour les deux groupes pour les quatre sessions d'entraînement



Note. L'axe des ordonnées indique l'amélioration de la moyenne oscillatoire [%]. L'axe des abscisses nomme, de gauche à droite les sessions 2, 3, 4 et 5, sessions d'entraînement. Groupe rTMS ($n = 15$) = groupe expérimental recevant la rTMS. Groupe sham ($n = 16$) = groupe contrôle recevant de la sham rTMS. rTMS = stimulation magnétique transcrânienne répétée. Sham = factices.

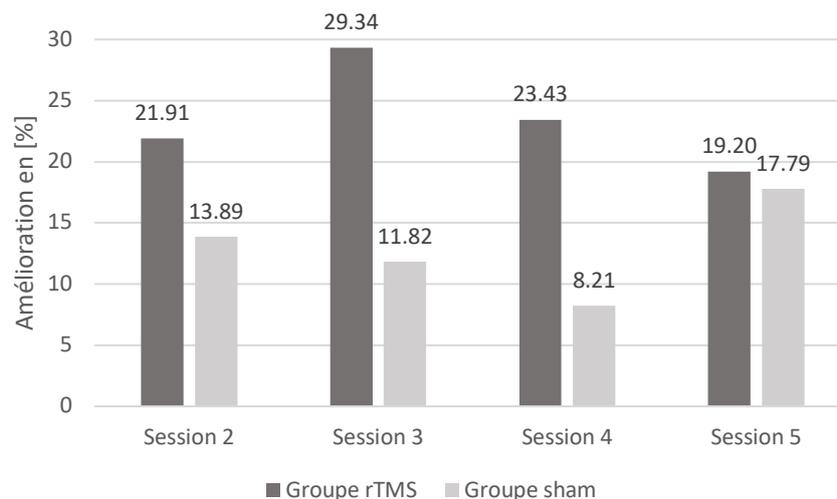
En ce qui concerne l'analyse de la moyenne oscillatoire des sessions 2, 3, 4 et 5 (figure 14), les résultats de l'ANOVA à mesures répétées comprenant la progression en pourcentage pour chaque entraînement sont significatifs pour le facteur groupe ($F_{1, 29} = 5.10, p < 0.05, \eta^2_G = 0.040$). Cependant, les résultats ne sont pas significatifs pour le facteur session ($F_{3, 87} = 0.780, p > 0.05, \eta^2_G = 0.020$) ni pour l'interaction session*groupe ($F_{3, 87} = 0.109, p > 0.05, \eta^2_G = 0.003$).

3.2.2 Analyse du temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$

En ce qui concerne l'analyse du temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ des sessions 2, 3, 4 et 5 (figure 15), les résultats de l'ANOVA à mesures répétées comprenant la progression en pourcentage pour chaque entraînement sont non significatifs pour toutes les analyses, à savoir le facteur session ($F_{3, 87} = 0.136, p > 0.05, \eta^2_G = 0.003$), le facteur groupe ($F_{1, 29} = 3.43, p > 0.05, \eta^2_G = 0.032$) et l'interaction session*groupe ($F_{3, 87} = 0.475, p > 0.05, \eta^2_G = 0.012$).

Figure 15

Analyse de la progression concernant le temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ pour les deux groupes pour les quatre sessions d'entraînement



Note. L'axe des ordonnées indique l'amélioration du temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ [%]. L'axe des abscisses nomme, de gauche à droite les sessions 2, 3, 4 et 5, sessions d'entraînement. Groupe rTMS ($n = 15$) = groupe expérimental recevant la rTMS. Groupe sham ($n = 16$) = groupe contrôle recevant de la sham rTMS. rTMS = stimulation magnétique transcrânienne répétée. Sham = factices.

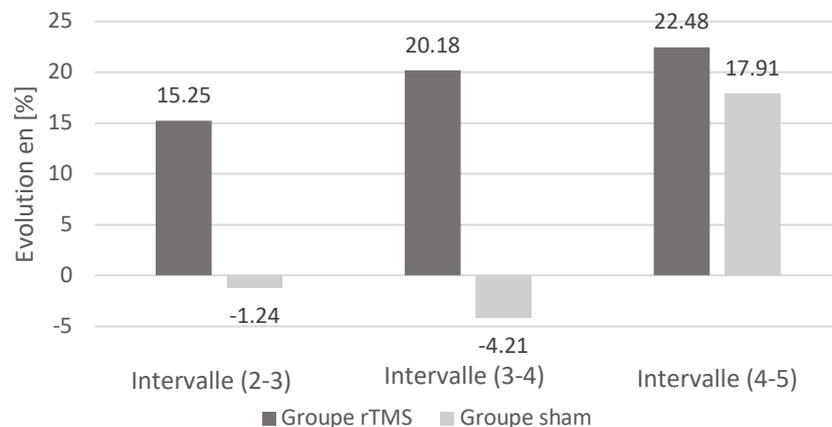
3.3 Analyse de la rétention

Le but de cette analyse est de déterminer si les performances des participants lors de la première série par rapport à la dernière de l'entraînement précédent sont modifiées par l'utilisation de la rTMS. Autrement dit, le but est de tester la rétention de la tâche d'équilibre après la stimulation et le laps de temps comprenant au minimum une nuit. Pour ce faire, une ANOVA à mesures répétées à un facteur comprenant trois niveaux a été utilisée. Ainsi, en d'autres termes, les facteurs intervalle et groupe sont analysés.

3.3.1 Analyse de la moyenne oscillatoire

Figure 16

Évolution de la moyenne oscillatoire pour les intervalles entre les sessions 2, 3, 4 et 5 pour les deux groupes



Note. L'axe des ordonnées indique l'évolution de la moyenne oscillatoire [%]. L'axe des abscisses nomme, de gauche à droite les intervalles entre les sessions 2, 3, 4 et 5, sessions d'entraînement. Une valeur positive signifie une augmentation de la moyenne oscillatoire alors qu'une valeur négative signifie une diminution de la moyenne oscillatoire. Groupe rTMS ($n = 15$) = groupe expérimental recevant la rTMS. Groupe sham ($n = 16$) = groupe contrôle recevant de la sham rTMS. rTMS = stimulation magnétique transcrânienne répétée. Sham = factices.

En ce qui concerne l'analyse de la moyenne oscillatoire (figure 16), les résultats de l'ANOVA à mesures répétées comprenant la différence en pourcentage entre la dernière série et la

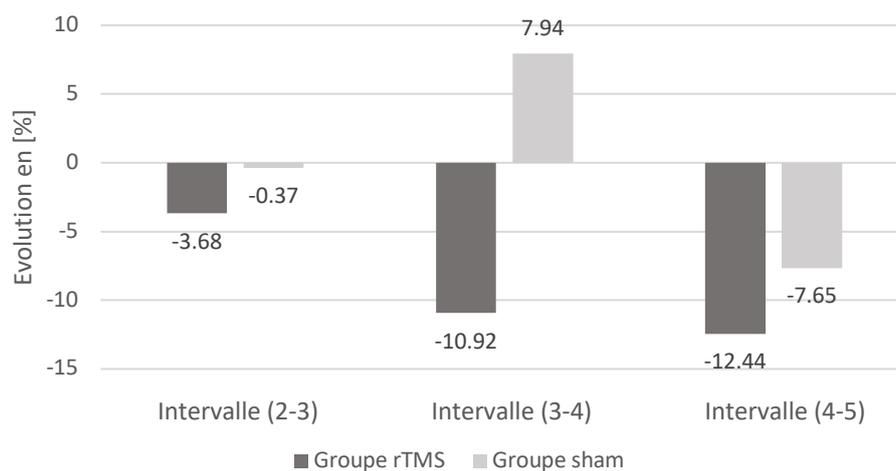
première série de l'entraînement suivant sont significatifs pour le facteur groupe ($F_{1, 29} = 7.54$, $p = 0.01$, $\eta^2_G = 0.065$). Cependant, les résultats sont non significatifs pour le facteur intervalle ($F_{2, 58} = 1,737$, $p > 0.05$, $\eta^2_G = 0.042$) et pour l'interaction intervalle*groupe ($F_{2, 58} = 0.801$, $p > 0.05$, $\eta^2_G = 0.02$).

3.3.2 Analyse du temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$

En ce qui concerne l'analyse du temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ (figure 17), les résultats de l'ANOVA à mesures répétées comprenant la différence en pourcentage entre la dernière série et la première série de l'entraînement suivant sont significatifs pour le facteur groupe ($F_{1, 29} = 5.58$, $p < 0.05$, $\eta^2_G = 0.058$). Cependant, les résultats sont non significatifs pour le facteur intervalle ($F_{2, 58} = 2.00$, $p > 0.05$, $\eta^2_G = 0.045$) et pour l'interaction intervalle*groupe ($F_{2, 58} = 1.60$, $p > 0.05$, $\eta^2_G = 0.036$).

Figure 17

Évolution du temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ pour les intervalles entre les sessions 2, 3, 4 et 5 pour les deux groupes



Note. L'axe des ordonnées indique l'évolution du temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ [%]. L'axe des abscisses nomme, de gauche à droite les intervalles entre les sessions 2, 3, 4 et 5, sessions d'entraînement. Une valeur positive signifie une augmentation du temps passé entre $\pm 4^\circ$ alors qu'une valeur négative signifie une diminution du temps passé entre $\pm 4^\circ$. Groupe rTMS ($n = 15$) = groupe expérimental recevant la rTMS. Groupe sham ($n = 16$) = groupe contrôle recevant de la sham rTMS. rTMS = stimulation magnétique transcrânienne répétée. Sham = factices.

3.4 Analyse du réflexe d'Hoffmann

En ce qui concerne l'analyse du réflexe H (figure 18), le but de cette analyse est de déterminer l'effet de l'utilisation de la rTMS sur le ratio Hmax/Mmax. En d'autres termes, le but est de déterminer si la rTMS affecte d'une manière ou d'une autre les courbes de recrutement du réflexe H et de l'onde M. Pour ce faire, une ANOVA à mesures répétées à deux facteurs avec quatre, respectivement deux niveaux a été utilisée. Autrement dit, les facteurs groupe, position et session sont analysés.

Figure 18

Comparaison des ratios Hmax/Mmax pour les deux groupes pour le prétest et le posttest



Note. L'axe des ordonnées indique la moyenne [%]. L'axe des abscisses nomme, à gauche le prétest, à droite le posttest. Groupe rTMS ($n = 14$) = groupe expérimental recevant la rTMS. Groupe sham ($n = 15$) = groupe contrôle recevant de la sham rTMS. Stand = position de repos. Task = position en activité. Avant = avant la stimulation rTMS ou sham rTMS. Après = après la stimulation rTMS ou sham rTMS. rTMS = stimulation magnétique transcrânienne répétée. Sham = factices.

Les résultats de l'ANOVA à mesures répétées démontrent que la position ($F_{1, 27} = 31.83, p < 0.001, \eta^2_G = 0.129$) a une influence grandement significative sur le ratio Hmax/Mmax. Les résultats du facteur groupe ($F_{1, 27} = 0.63, p > 0.05, \eta^2_G = 0.016$) sont non significatifs, tout comme les autres analyses, à savoir le facteur session ($F_{3, 81} = 1.07, p > 0.05, \eta^2_G = 0.005$), l'interaction position*session ($F_{3, 81} = 1.39, p > 0.05, \eta^2_G = 0.002$), position*groupe ($F_{1, 27} = 0.05, p > 0.05, \eta^2_G = 0.000$), session*groupe ($F_{3, 81} = 0.17, p > 0.05, \eta^2_G = 0.001$), et position*session*groupe ($F_{3, 81} = 0.14, p > 0.05, \eta^2_G = 0.000$).

4 Discussion

L'objectif de la présente étude était d'examiner l'impact sur le long terme de la rTMS sur une tâche d'équilibre. Plus précisément, il s'agissait d'analyser si l'application de rTMS juste après l'apprentissage d'une tâche d'équilibre sur une plateforme antéro-postérieure menait à des interférences. Les résultats ont donc été analysés sous plusieurs angles, afin de déterminer l'effet de la rTMS sur la progression générale et la progression intermédiaire, mais aussi sur la rétention. De plus, cette étude s'intéressait aux effets sur le long terme de la rTMS sur le ratio H_{max}/M_{max} du réflexe H.

À ma connaissance, les études récentes s'intéressant à l'effet de la rTMS comme tâche interférente ont pu démontrer des effets significatifs dans des tâches de MVC (Hortobágyi et al., 2009), de force balistique (Lundbye-Jensen et al., 2011; Muellbacher et al., 2002) et entre deux tâches d'équilibre (Egger et al., 2021; Rüeger, 2019), bien qu'il existe pour ce dernier point des études similaires aux résultats non significatifs (Egger, 2017). Mais aucune étude n'a pu démontrer jusqu'à présent de résultats significatifs avec la rTMS sur une tâche d'équilibre d'après les connaissances dont je dispose. En effet, Rüeger (2019) et Beaud (2019) n'ont pas obtenu de résultats significatifs démontrant une quelconque interférence liée à la rTMS sur une tâche d'équilibre. Certains résultats de ce travail, présentés dans le chapitre précédent, entrent partiellement en conflit avec ceux de Rüeger (2019) et Beaud (2019). Ils permettent donc d'exprimer de nouvelles connaissances à prendre en considération dans les futures études et planification de protocole d'entraînement.

4.1 Rétention

La rétention correspond à la proportion d'une phase d'apprentissage qui subsiste au début d'une deuxième phase d'apprentissage (Schmidt & Lee, 2011). Il s'agit ainsi d'un indice plus que déterminant quant à la consolidation d'une tâche. Dans la présente étude, j'ai cherché à déterminer dans quelle mesure l'utilisation de la rTMS pouvait créer des interférences avec une tâche d'équilibre. L'examen des résultats concernant la rétention est uniforme pour la moyenne oscillatoire et le temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$. Il démontre une différence significative entre les deux groupes. Le groupe sham a une meilleure rétention que le groupe rTMS. Il y a donc un effet perturbateur sur l'apprentissage de la tâche d'équilibre dans l'application de la rTMS. Ceci m'amène au rejet de l'hypothèse H_0 concernant la question de recherche B en faveur de l'hypothèse alternative H_1 qui dit que l'utilisation de la rTMS sur le long terme perturbe la rétention d'une tâche d'équilibre.

À ma connaissance, ce n'est que la troisième fois que la rTMS est appliquée suite à une tâche d'équilibre et les résultats de la présente étude entrent en conflit avec ceux de ces deux premières études sur le sujet. Par ailleurs, il semblerait que ce soit la première fois que des interférences sont constatées entre une tâche d'équilibre et la rTMS. Il semble alors opportun d'approfondir cette divergence de résultats. La première fois que la rTMS a été appliquée suite à une tâche d'équilibre, dans le travail de Rüeger (2019), aucune interférence n'a pu être observée, mais une tendance à l'interférence était décelable, malgré des résultats non significatifs. La deuxième fois concerne le travail de Beaud (2019), dans lequel aucune interférence n'a pu être démontrée. Ces deux études ont utilisé la même plateforme qu'ici, mais certaines différences dans le design demeurent. En effet, dans l'étude menée par Beaud (2019), les rTMS étaient appliquées entre chaque série sur la plateforme d'équilibre. Il s'agissait alors de 75 stimulations de 1 Hz à 115 % du rMT. Au total, 15 minutes de rTMS ont été administrées aux participants. De plus, une session comprenait 12 séries de 4 essais de 8 secondes. Dans l'étude de Rüeger (2019), le protocole rTMS utilisé semble être le même que dans la présente étude. Il s'agissait de 15 minutes de stimulation de 1 Hz à 115 % du rMT, après la phase d'apprentissage sur la plateforme d'équilibre, mais le nombre de séries ainsi que le nombre de répétitions par série diffère. Les participants de l'étude de Rüeger (2019) faisaient 6 séries de 8 essais de 8 secondes. Dans la présente étude, le nombre de séries est encore différent, car il s'agissait de 4 séries de 6 essais de 8 secondes. Bien que la différence dans le protocole rTMS de Beaud (2019) puisse expliquer la divergence de résultats entre son étude et celle-ci, la divergence de résultats entre Rüeger (2019) et cette étude-ci est plus difficile à justifier. Il se pourrait que le surplus d'essais présent chez Rüeger (2019) ait permis aux participants de mieux acquérir la tâche d'équilibre. Cette supposition se base sur le principe d'apprentissage à saturation (Krakauer, 2009). Cette étude a démontré que le fait d'apprendre une tâche au-delà de la saturation (c'est-à-dire même après que la performance soit asymptotique) lors d'une même session la rendait moins susceptible aux interférences. Il se pourrait donc que les 24 essais supplémentaires chez Rüeger (2019) aient permis une certaine consolidation de la tâche qui l'a rendue insensible à la rTMS. Une autre possibilité qui pourrait expliquer les divergences de résultats avec Beaud (2019) et Rüeger (2019) est le nombre de sessions. En effet, les résultats significatifs dans cette étude se réfèrent aux intervalles entre les sessions 2 et 3, les sessions 3 et 4 et les sessions 4 et 5. Il serait intéressant d'analyser la rétention entre les sessions 1 et 2 de la présente étude si cela était possible, afin de comparer plus justement mes résultats à ceux de Beaud (2019) et Rüeger (2019) qui n'avaient au total que 2 sessions dans leur étude. Il ne m'a

pas semblé juste et possible de le faire pour la raison suivante : la session 1 et la session 2 ne se ressemblaient pas. En effet, la session 1 correspond au prétest qui durait environ 2 h 30 alors que la session 2 était un simple entraînement d'une heure. De plus, la charge pour le sujet n'était pas similaire entre les deux sessions, car lors du prétest, beaucoup de mesures (neurophysiologiques) ont été prises, ce qui n'était pas le cas lors de la session 2.

Cependant, il n'en reste pas moins que les résultats significatifs de la présente étude corroborent ceux obtenus chez Hortobágyi et al. (2009) avec leur étude sur les MVC, ainsi que certains résultats obtenus dans l'étude de Lundbye-Jensen et al. (2011) lors de leur quatrième expérience (les deux études sont brièvement décrites dans le chapitre 1.2.3 Interférences). Ces deux études, bien que ne traitant pas de tâches aussi complexes que l'équilibre, ont pu démontrer des interférences dues à la rTMS. De plus, malgré la divergence de résultats avec Rüeger (2019), ses résultats non-significatifs montraient tout de même une tendance à l'interférence.

Dans la continuité de ces résultats, on pourrait s'attendre à ce que la progression générale et intermédiaire soit également perturbée par la rTMS, comme la rétention l'a été. Le chapitre suivant présentera les résultats obtenus à ce sujet-là.

4.2 Effet d'apprentissage de la tâche d'équilibre

4.2.1 Progression générale

Les résultats démontrent un effet d'apprentissage similaire pour les deux groupes pour la tâche d'équilibre sur la plateforme lorsque l'on considère les données des prétest et posttest. En effet, l'analyse des résultats de la progression générale n'a pas montré de différence significative entre la progression des deux groupes comme on aurait pu s'attendre. Entre la première série de la première session et la dernière série de la dernière session, les participants des deux groupes se sont améliorés. Ceux du groupe rTMS se sont améliorés de 53.38 % pour la moyenne oscillatoire et de 131.53 % pour le temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ contre 37.6 %, respectivement 75.51 % pour le groupe sham.

Ces résultats me permettent de répondre au point 1 de la question de recherche A : Les participants recevant la rTMS progressent-ils significativement moins concernant la moyenne oscillatoire et le temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ que ceux recevant la sham rTMS, en comparant uniquement les prétest et posttest (sessions 1 et 6) ? Les résultats précédemment présentés me permettent d'accepter l'hypothèse nulle H_{A10} qui stipule que l'utilisation de la rTMS ne

perturbe pas significativement la consolidation de la tâche à long terme concernant la progression générale.

Dans ce sens-là, la rTMS ne semble pas perturber la consolidation sur le long terme d'une tâche d'équilibre. Bien au contraire, le groupe rTMS a même, en termes de pourcentage, davantage progressé que le groupe sham. Cependant, cette différence n'est pas significative, mais elle renforce l'idée qu'aucun effet néfaste sur le long terme n'est à constater. Ces résultats sont quelque peu troublants étant donné que le chapitre précédent a prouvé que la rTMS provoquait des interférences et donc une moins bonne rétention. Pour mieux comprendre ce phénomène, l'analyse de la progression intermédiaire devrait aider. Ces résultats seront donc discutés en même temps que ceux concernant la progression intermédiaire.

4.2.2 Progression intermédiaire

La progression intermédiaire n'appelle pas les mêmes conclusions que la progression générale. En effet, alors que la progression générale ne démontre aucune différence significative entre les deux groupes, à la fois pour la moyenne oscillatoire et pour le temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$, la progression intermédiaire fournit un résultat significatif pour l'une des deux conditions. Les résultats démontrent effectivement que les deux groupes se distinguent l'un de l'autre quant à la moyenne oscillatoire. L'analyse des données révèle une différence significative pour le facteur groupe dans cette condition. L'observation des analyses descriptives permet de dire que le groupe rTMS s'est davantage amélioré que le groupe sham. De plus, cette tendance est aussi à retrouver pour le temps passé entre $\pm 4^\circ$, bien que les résultats restent non significatifs.

Par conséquent, ces résultats ne me permettent pas de répondre unanimement au point 2 de la question de recherche A : les participants recevant la rTMS progressent-ils significativement moins concernant la moyenne oscillatoire et le temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$ que ceux recevant la sham rTMS, en comparant uniquement les sessions d'entraînement (sessions 1 et 6) ? Concernant la moyenne oscillatoire, les analyses suggèrent le rejet de l'hypothèse H_{A20} et donc l'acceptation de H_{A21} (l'utilisation de la rTMS perturbe significativement la consolidation de la tâche à long terme concernant la progression intermédiaire), mais en faveur de la rTMS. Concernant le temps passé entre $\pm 4^\circ$, les données sont sans appel et par conséquent, l'hypothèse H_{A20} (l'utilisation de la rTMS ne perturbe pas significativement la consolidation de la tâche à long terme concernant la progression intermédiaire) est acceptée.

Une fois encore, les résultats présentés ci-dessus sont étonnants. En effet, malgré une moins bonne rétention, le groupe rTMS possède, pour la moyenne oscillatoire, une plus grande progression lors des entraînements que le groupe sham.

Comment se fait-il que le groupe ayant une moins bonne rétention soit celui qui progresse le plus pour la progression intermédiaire dans une condition et pour la progression générale ? Un tel phénomène a également été observé dans l'expérience 4 de Lundbye-Jensen et al. (2011). En effet, dans leur quatrième expérience, le groupe ayant reçu de la rTMS à 1 Hz à 115 % du rMT a subi des interférences, mais sa capacité d'amélioration n'avait pas été atteinte, tout comme cela semble être le cas ici. Il semblerait que le potentiel d'amélioration alors plus grand, laisse aux participants une plus ample progression possible.

Je tiens tout de même à soulever un éventuel biais pouvant influencer ces résultats : la détermination du niveau des participants s'est faite en se basant sur l'appréciation des expérimentateurs. Il se peut donc que pour certains participants, le niveau défini comme optimal ait été mal choisi, car trop facile chez certains ou au contraire trop difficile chez d'autres. Idéalement pour de futures recherches, il faudrait trouver une alternative plus fiable quant à la détermination du niveau adéquat afin de pallier cette faiblesse dans le protocole.

4.3 Réflexe d'Hoffmann

Concernant le réflexe H, l'analyse des résultats nous apprend que seule la position influence le ratio H_{max}/M_{max} , et ce indépendamment de l'utilisation de la rTMS ou de la sham rTMS. En effet, une position générant une activité dans le muscle cible fait augmenter significativement (***) le ratio H_{max}/M_{max} . Autrement dit, la rTMS n'a pas d'influence sur le court et sur le long terme en ce qui concerne le ratio H_{max}/M_{max} . Le seul facteur l'influençant est l'activité musculaire. Ceci me permet donc d'accepter l'hypothèse H_30 se référant à la question de recherche C.

Ces résultats sont à ma connaissance les premiers dans leur domaine. Ainsi, il m'est difficile de les comparer à des études similaires. Je peux néanmoins rappeler qu'Hortobágyi et al. (2009) ont pu démontrer que la valeur M_{max} n'est pas affectée par la rTMS dans leur étude. Ainsi, on peut supposer que les présents résultats vont dans le même sens que ceux trouvés par Hortobágyi et al. (2009) et que l'utilisation de la rTMS n'affecte pas le ratio H_{max}/M_{max} .

5 Conclusion

Ce travail avait pour but premier d'examiner les effets de la stimulation magnétique transcrânienne répétée sur long terme du cortex moteur primaire sur une tâche d'équilibre. Les résultats obtenus établissent que l'application de rTMS provoque des interférences lors de la rétention. Il existe donc des effets d'interférence lors de l'utilisation de rTMS suite à l'apprentissage d'une tâche d'équilibre ; la consolidation de la tâche est affectée. Néanmoins, ces interférences semblent affecter uniquement l'apprentissage à court terme, car les résultats démontrent que la progression générale n'en pâtit pas. En effet, les participants ayant reçu des rTMS se sont finalement autant améliorés que les participants n'en ayant pas reçu. Lors de l'analyse de la progression intermédiaire, les résultats montrent même que les participants ayant reçu des rTMS ont une progression plus grande quant à la moyenne oscillatoire. Une même tendance se retrouve pour le temps moyen passé entre $\pm 4^\circ$, bien que sans différence significative. De plus, l'examen des données nous apprend que le ratio H_{max}/M_{max} n'est pas affecté par l'utilisation des rTMS. Certains de ces résultats contredisent les connaissances actuellement disponibles dans la littérature scientifique, mais ils rejoignent en plusieurs points des observations faites lors de tâches simples. Cette étude reste toutefois à ma connaissance la première à trouver des effets d'interférences dus aux rTMS sur une tâche d'équilibre.

Les connaissances scientifiques actuellement disponibles n'établissaient aucun effet positif ou négatif entre l'apprentissage d'une tâche d'équilibre et l'application de rTMS (Beaud, 2019; Rüeger, 2019). Les résultats récoltés lors de ce travail permettent nonobstant d'exprimer de nouvelles connaissances à prendre en compte dans de futures études et planification d'entraînements.

Bibliographie

- Baraduc, P., Lang, N., Rothwell, J. C., & Wolpert, D. M. (2004, Feb 3). Consolidation of dynamic motor learning is not disrupted by rTMS of primary motor cortex. *Curr Biol*, *14*(3), 252-256. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2004.01.033>
- Beaud, J. (2019). *Le rôle du cortex moteur primaire dans la consolidation d'un exercice d'équilibre* [Travail de Master, Université de Fribourg].
- Bejjanki, V. R., Zhang, R., Li, R., Pouget, A., Green, C. S., Lu, Z.-L., & Bavelier, D. (2014). Action video game play facilitates the development of better perceptual templates. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *111*(47), 16961. <https://doi.org/10.1073/pnas.1417056111>
- Brown, A. L., & Kane, M. J. (1988, 1988/10/01/). Preschool children can learn to transfer: Learning to learn and learning from example. *Cognitive Psychology*, *20*(4), 493-523. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0010-0285\(88\)90014-X](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0010-0285(88)90014-X)
- Burden, A. (2007). Surface electromyography. In *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise* (pp. 91-116). Routledge.
- Chen, R., Classen, J., Gerloff, C., Celnik, P., Wassermann, E. M., Hallett, M., & Cohen, L. G. (1997). Depression of motor cortex excitability by low-frequency transcranial magnetic stimulation. *Neurology*, *48*(5), 1398. <https://doi.org/10.1212/WNL.48.5.1398>
- Diekelmann, S., Wilhelm, I., & Born, J. (2009, 2009/10/01/). The whats and whens of sleep-dependent memory consolidation. *Sleep Medicine Reviews*, *13*(5), 309-321. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.smr.2008.08.002>
- DiStefano, L. J., Clark, M. A., & Padua, D. A. (2009). Evidence supporting balance training in healthy individuals: a systemic review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *23*(9), 2718-2731.
- Egger, S. (2017). *Zeitnah, nacheinander im Block trainierte Gleichgewichts-lernaufgaben führen bei jungen Erwachsenen zu keiner Interferenz* [Travail de Master, Université de Fribourg]. Réro Doc. <http://doc.rero.ch/record/324448?ln=fr>
- Egger, S., Wälchli, M., Rüeger, E., & Taube, W. (2021, 2021/02/01/). Interference of balance tasks revisited: Consolidation of a novel balance task is impaired by subsequent learning of a similar postural task. *Gait & Posture*, *84*, 182-186. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.12.015>

- Fitzgerald, P. B., Fountain, S., & Daskalakis, Z. J. (2006, 2006/12/01/). A comprehensive review of the effects of rTMS on motor cortical excitability and inhibition. *Clinical Neurophysiology*, 117(12), 2584-2596. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clinph.2006.06.712>
- Giboin, L.-S., Gruber, M., & Kramer, A. (2015, 2015/12/01/). Task-specificity of balance training. *Human Movement Science*, 44, 22-31. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.08.012>
- Giboin, L.-S., Gruber, M., & Kramer, A. (2018a, 2018-September-19). Additional Intra- or Inter-session Balance Tasks Do Not Interfere With the Learning of a Novel Balance Task [Original Research]. *Frontiers in Physiology*, 9(1319). <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01319>
- Giboin, L.-S., Gruber, M., & Kramer, A. (2018b). Three months of slackline training elicit only task-specific improvements in balance performance. *PLoS One*, 13(11), e0207542. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0207542>
- Giboin, L.-S., Gruber, M., & Kramer, A. (2019, 2019/01/01/). Motor learning of a dynamic balance task: Influence of lower limb power and prior balance practice. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 22(1), 101-105. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.05.029>
- Groppa, S., Oliviero, A., Eisen, A., Quartarone, A., Cohen, L. G., Mall, V., Kaelin-Lang, A., Mima, T., Rossi, S., Thickbroom, G. W., Rossini, P. M., Ziemann, U., Valls-Solé, J., & Siebner, H. R. (2012, 2012/05/01/). A practical guide to diagnostic transcranial magnetic stimulation: Report of an IFCN committee. *Clinical Neurophysiology*, 123(5), 858-882. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clinph.2012.01.010>
- Gruet, M., Temesi, J., Brisswalter, J., Millet, G. Y., & Vergès, S. (2014, 2014/09/01/). Stimulation magnétique transcrânienne : application à la physiologie de l'exercice. *Science & Sports*, 29(4), 173-187. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.scispo.2014.04.002>
- Hallett, M. (2000, 2000/07/01). Transcranial magnetic stimulation and the human brain. *Nature*, 406(6792), 147-150. <https://doi.org/10.1038/35018000>
- Henri, V. (1900). Muller et Pilzecker: Nouvelles recherches expérimentales sur la mémoire. *L'Année psychologique*, 573-598. https://www.persee.fr/doc/psy_0003-5033_1900_num_7_1_3249

- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000, 2000/10/01/). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10*(5), 361-374. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
- Hortobágyi, T., Richardson, S. P., Lomarev, M., Shamim, E., Meunier, S., Russman, H., Dang, N., & Hallett, M. (2009). Chronic low-frequency rTMS of primary motor cortex diminishes exercise training-induced gains in maximal voluntary force in humans. *Journal of Applied Physiology*, *106*(2), 403-411. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.90701.2008>
- Hrysomallis, C. (2011, Mar 1). Balance ability and athletic performance. *Sports Med*, *41*(3), 221-232. <https://doi.org/10.2165/11538560-0000000000-00000>
- Ivanenko, Y., & Gurfinkel, V. S. (2018, 2018-March-20). Human Postural Control [Review]. *Frontiers in Neuroscience*, *12*(171). <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00171>
- Kattner, F., Cochrane, A., Cox, C. R., Gorman, T. E., & Green, C. S. (2017, 2017/03/20/). Perceptual Learning Generalization from Sequential Perceptual Training as a Change in Learning Rate. *Current Biology*, *27*(6), 840-846. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.cub.2017.01.046>
- Keller, M., Lauber, B., Gehring, D., Leukel, C., & Taube, W. (2014, 2014/08/01/). Jump performance and augmented feedback: Immediate benefits and long-term training effects. *Human Movement Science*, *36*, 177-189. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.04.007>
- Klomjai, W., Katz, R., & Lackmy-Vallée, A. (2015, 2015/09/01/). Basic principles of transcranial magnetic stimulation (TMS) and repetitive TMS (rTMS). *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, *58*(4), 208-213. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.rehab.2015.05.005>
- Knikou, M. (2008, 2008/06/15/). The H-reflex as a probe: Pathways and pitfalls. *Journal of Neuroscience Methods*, *171*(1), 1-12. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2008.02.012>
- Krakauer, J. W. (2009). Motor learning and consolidation: the case of visuomotor rotation. *Advances in experimental medicine and biology*, *629*, 405-421. https://doi.org/10.1007/978-0-387-77064-2_21
- Krakauer, J. W., Hadjiosif, A. M., Xu, J., Wong, A. L., & Haith, A. M. (2019). Motor learning. *Compr Physiol*, *9*(2), 613-663.

- Lauber, B., & Keller, M. (2014, 2014/01/02). Improving motor performance: Selected aspects of augmented feedback in exercise and health. *European Journal of Sport Science*, *14*(1), 36-43. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.725104>
- Llanos, F., McHaney, J. R., Schuerman, W. L., Yi, H. G., Leonard, M. K., & Chandrasekaran, B. (2020, 2020/08/06). Non-invasive peripheral nerve stimulation selectively enhances speech category learning in adults. *npj Science of Learning*, *5*(1), 12. <https://doi.org/10.1038/s41539-020-0070-0>
- Lundbye-Jensen, J., Petersen, T. H., Rothwell, J. C., & Nielsen, J. B. (2011, Mar 9). Interference in ballistic motor learning: specificity and role of sensory error signals. *PLoS One*, *6*(3), e17451. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0017451>
- Malle, C., Eustache, F., & Rauchs, G. (2015, 12/01). Le rôle du sommeil dans la consolidation mnésique : effets de l'âge et de la maladie d'Alzheimer. *Biologie Aujourd'hui*, *209*, 1-12.
- Mobbs, R. J., Nair, S., & Blum, P. (2007, 2007/03/01/). Peripheral nerve stimulation for the treatment of chronic pain. *Journal of Clinical Neuroscience*, *14*(3), 216-221. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jocn.2005.11.007>
- Morita, Y., Ogawa, K., & Uchida, S. (2016, 2016/04/01/). Napping after complex motor learning enhances juggling performance. *Sleep Science*, *9*(2), 112-116. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.slsci.2016.04.002>
- Muellbacher, W., Ziemann, U., Wissel, J., Dang, N., Kofler, M., Facchini, S., Boroojerdi, B., Poewe, W., & Hallett, M. (2002, 2002/02/01). Early consolidation in human primary motor cortex. *Nature*, *415*(6872), 640-644. <https://doi.org/10.1038/nature712>
- Müller, G. E., & Pilzecker, A. (1900). *Experimentelle beiträge zur lehre vom gedächtniss* (Vol. 1). JA Barth.
- Nakagawa, K., Bergquist, A. J., Yamashita, T., Yoshida, T., & Masani, K. (2020, 2020/09/25/). Motor point stimulation primarily activates motor nerve. *Neuroscience Letters*, *736*, 135246. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.neulet.2020.135246>
- Pan, S. C., & Rickard, T. C. (2015). Sleep and motor learning: is there room for consolidation? *Psychological bulletin*, *141*(4), 812.
- Papegaaij, S., Baudry, S., Négyesi, J., Taube, W., & Hortobágyi, T. (2016). Intracortical inhibition in the soleus muscle is reduced during the control of upright standing in both young and old adults. *European journal of applied physiology*, *116*(5), 959-967.
- Pierrot-Deseilligny, E., & Burke, D. (2012). *The circuitry of the human spinal cord: spinal and corticospinal mechanisms of movement*. Cambridge University Press.

- Pierrot-Deseilligny, E., & Mazevet, D. (2000, 2000/04/01/). The monosynaptic reflex: a tool to investigate motor control in humans. Interest and limits. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 30(2), 67-80. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0987-7053\(00\)00062-9](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0987-7053(00)00062-9)
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical rehabilitation*, 14(4), 402-406.
- Potdevin, F., Vors, O., Huchez, A., Lamour, M., Davids, K., & Schnitzler, C. (2018, 2018/11/02). How can video feedback be used in physical education to support novice learning in gymnastics? Effects on motor learning, self-assessment and motivation. *Physical Education and Sport Pedagogy*, 23(6), 559-574. <https://doi.org/10.1080/17408989.2018.1485138>
- Ribot, T. (1881). *Les maladies de la mémoire*. Paris: Baillière.
- Ricotti, L. (2011). Static and dynamic balance in young athletes. *Journal of human sport and exercise*, 6(4), 616-628.
- Robertson, E. M., Pascual-Leone, A., & Miall, R. C. (2004). Current concepts in procedural consolidation. *Nature Reviews Neuroscience*, 5(7), 576-582.
- Rossini, P. M., Barker, A. T., Berardelli, A., Caramia, M. D., Caruso, G., Cracco, R. Q., Dimitrijević, M. R., Hallett, M., Katayama, Y., Lücking, C. H., Maertens de Noordhout, A. L., Marsden, C. D., Murray, N. M. F., Rothwell, J. C., Swash, M., & Tomberg, C. (1994, 1994/08/01/). Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application. Report of an IFCN committee. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 91(2), 79-92. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0013-4694\(94\)90029-9](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0013-4694(94)90029-9)
- Rossini, P. M., Burke, D., Chen, R., Cohen, L. G., Daskalakis, Z., Di Iorio, R., Di Lazzaro, V., Ferreri, F., Fitzgerald, P. B., George, M. S., Hallett, M., Lefaucheur, J. P., Langguth, B., Matsumoto, H., Miniussi, C., Nitsche, M. A., Pascual-Leone, A., Paulus, W., Rossi, S., Rothwell, J. C., Siebner, H. R., Ugawa, Y., Walsh, V., & Ziemann, U. (2015, 2015/06/01/). Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: Basic principles and procedures for routine clinical and research application. An updated report from an I.F.C.N. Committee. *Clinical Neurophysiology*, 126(6), 1071-1107. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clinph.2015.02.001>
- Rotenberg, A., Horvath, J. C., & Pascual-Leone, A. (2014). *Transcranial magnetic stimulation*. Springer.

- Rüeger, E. (2019). *Interférences dans l'apprentissage à court terme d'une tâche d'équilibre: effets des rTMS et de l'apprentissage d'une tâche similaire consécutive* [Travail de Master, Université de Fribourg]. Réro Doc. <http://doc.rero.ch/record/327810?ln=fr>
- Schärer, N. (2019). *Komplexe Gleichgewichtslernaufgabe scheint anfällig für Interferenz durch einfache motorische Lernaufgaben* [Travail de Master, Université de Fribourg]. Réro Doc. <http://doc.rero.ch/record/328128?ln=fr>
- Schmidt, R. A., & Lee, T. D. (2011). *Motor control and learning: A behavioral emphasis (fifth edition)*. United States of America: Human kinetics.
- Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R., & Wolf, P. (2013, Feb). Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: a review. *Psychon Bull Rev*, 20(1), 21-53. <https://doi.org/10.3758/s13423-012-0333-8>
- Taube, W., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica*, 193(2), 101-116. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2008.01850.x>
- Valero-Cabré, A., Pascual-Leone, A., & Coubard, O. A. (2011, 2011/04/01/). La stimulation magnétique transcrânienne (SMT) dans la recherche fondamentale et clinique en neuroscience. *Revue Neurologique*, 167(4), 291-316. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.neurol.2010.10.013>
- Zehr, E. P. (2002, Apr). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *Eur J Appl Physiol*, 86(6), 455-468. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0577-5>

Annexes

Déclaration de consentement pour la participation à l'étude pilote

Interférence durant des tâches d'équilibre

- Lisez attentivement le formulaire ci-dessous.

- En cas d'incompréhension ou besoin de précisions, demandez des informations supplémentaires

Le/la signataire confirme :

- Je garantis qu'aucun des critères d'exclusion suivants ne me concerne :
 - *Perturbations neurologiques ou motrices*
 - *Maladies ou blessures cérébrales et/ou cardiovasculaires graves*
 - *Grossesse*
 - *Épilepsie*
 - *Pacemaker*
 - *Implants auditifs*
 - *Métal dans le corps*
- Je sais que je peux interrompre l'étude à chaque instant sans conséquences négatives, même si j'ai signé cette déclaration de consentement.
- Je comprends que toute donnée personnelle, les résultats des tests ainsi que la participation à l'étude sont traités confidentiellement et anonymement, et ne sont disponibles qu'aux chercheurs directement impliqués dans l'étude.
- J'accepte que les données récoltées soient publiées de manière anonyme et dans une forme non-identifiable dans une ou plusieurs publications scientifiques.
- Je me propose volontairement en tant que participant à l'étude nommée ci-dessus.
- Les moyens de mesures neurophysiologiques et leurs risques m'ont été expliqués.
- **Électromyographie de surface (EMG) :**
Lors de l'EMG, l'activité musculaire de différents muscles est recueillie par des électrodes. Pour cela, un endroit précis de la peau au-dessus du muscle doit être rasée et nettoyée à l'aide d'un produit désinfectant. Dans certains cas, une irritation superficielle de la peau peut se développer. Les câbles des électrodes sont regroupés en faisceaux et fixés sur la peau. Aucun effets secondaires lors de l'utilisation de l'EMG n'ont été démontrés.
- **Stimulation magnétique transcrânienne (TMS) :**
Durant la TMS, les neurones sont dépolarisés grâce à une bobine magnétique. La dépolarisation mène à des contractions musculaires qui sont enregistrées par l'EMG. Les personnes étant prédestinées à des effets secondaires sévères sont exclues de la TMS (voir critères d'exclusion). Bien que la méthode ne soit pas invasive ni douloureuse, certaines personnes peuvent ressentir la TMS comme étant désagréable. Parfois, la TMS peut mener à de légers maux de tête de courte durée. D'autres effets secondaires importants ou sur le long terme n'ont pas été démontrés.

- **Stimulation nerveuse périphérique (PNS)**

La PNS est composé d'une cathode et d'une anode. Ces deux électrodes sont collées sur la peau, à des endroits précis permettant de stimuler un nerf particulier. Pour ce faire, de brefs courants électriques sont émis et circulent de la cathode à l'anode, en passant par les tissus corporels. Ces courants électriques sont alors capables de stimuler les nerfs qu'ils traversent, engendrant une contraction des muscles innervés par ces nerfs. La PNS est donc une méthode de stimulation nerveuse non-invasive. Pour cette étude, le nerf tibial est stimulé en fixant l'anode à l'avant du genou et la cathode à l'arrière du genou.

- Les éventuelles questions ont pu être posées et ont reçu une réponse claire.
- J'ai lu et compris les informations relatives à l'étude et accepte les conditions.

Participant/e

Nom et Prénom :

Signature :

Personne ayant expliqué les informations relatives à l'étude

Je confirme avoir expliqué au participant nommé ci-dessus le genre, le but, la durée ainsi que les effets et les risques de cette étude.

Nom et prénom :

Signature :

Interferenzstudie bei Gleichgewichtslernaufgaben PRE

Name				Vorname		
Adresse						
IBAN				Datum/Zeit		
Alter			Grösse (m)			
Gruppe	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	E-Mail			
Code-Nr.				Level Wippe		

Kalibration + Einstellungen (xx_cali_pre)						
Wippe 1 + 2	<input type="checkbox"/>	EMG SOL (5)	<input type="checkbox"/>	EMG TA (6)	<input type="checkbox"/>	
Angewöhnung / Niveau Wippe (xx_niveauwippe_pre)						
Feder: 11 + 3	<input type="checkbox"/>	Feder: 9	<input type="checkbox"/>	Feder: 5	<input type="checkbox"/>	
Feder: 11	<input type="checkbox"/>	Feder: 7	<input type="checkbox"/>	Feder:	<input type="checkbox"/>	
Neurophysio.: (xx_hmstand_pre_1; xx_hmtask_pre_1; xx_sicistand_pre_1; xx_sicitask_pre_1)						
H/M Stand	<input type="checkbox"/>	H/M Task	<input type="checkbox"/>	rMT	<input type="checkbox"/>	%
SICI Stand	<input type="checkbox"/>	%	Protokoll:	SICI Task	<input type="checkbox"/>	%
Wippe 4 Serien à 6 x 8 s, 1' interserielle Pause (xx_wippe_pre)						
Wippe	1. Serie	2. Serie	3. Serie	4. Serie		
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
rTMS 2 Serien à 450 Stimultionen (xx_rTMS_pre)						
1. Serie	<input type="checkbox"/>		2. Serie	<input type="checkbox"/>		
Neurophysio.: (xx_hmstand_pre_2; xx_hmtask_pre_2; xx_sicistand_pre_2; xx_sicitask_pre_2)						
rMT	<input type="checkbox"/>	%	MT	<input type="checkbox"/>	%	
SICI Stand	<input type="checkbox"/>	%	SICI Task	<input type="checkbox"/>	%	
H/M Stand	<input type="checkbox"/>	%	H/M Task	<input type="checkbox"/>	%	

1. Training

Datum/Zeit						
Kalibration + Einstellungen (xx_cali_1)						
Wippe 1	<input type="checkbox"/>	EMG SOL (5)	<input type="checkbox"/>	EMG TA (6)	<input type="checkbox"/>	
Angewöhnung / Niveau Wippe (xx_niveauwippe_1)						
Feder: 11 + 3	<input type="checkbox"/>	Feder: 9	<input type="checkbox"/>	Feder: 5	<input type="checkbox"/>	
Feder: 11	<input type="checkbox"/>	Feder: 7	<input type="checkbox"/>	Feder:	<input type="checkbox"/>	
Neurophysiologie						
rMT	<input type="checkbox"/>	%	115% rMT =			
Wippe 4 Serien à 6 x 8 s, 1' interserielle Pause (xx_wippe_1)						
Wippe	1. Serie	2. Serie	3. Serie	4. Serie		
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
rTMS 2 Serien à 450 Stimultionen (xx_rTMS_1)						
1. Serie	<input type="checkbox"/>		2. Serie	<input type="checkbox"/>		

2. Training

Datum/Zeit				
Kalibration + Einstellungen (xx_cali_2)				
Wippe 1 <input type="checkbox"/>	EMG SOL (5) <input type="checkbox"/>	EMG TA (6) <input type="checkbox"/>		
Angewöhnung / Niveau Wippe (xx_niveauwippe_2)				
Feder: 11 + 3 <input type="checkbox"/>	Feder: 9 <input type="checkbox"/>	Feder: 5 <input type="checkbox"/>		
Feder: 11 <input type="checkbox"/>	Feder: 7 <input type="checkbox"/>	Feder: <input type="checkbox"/>		
Neurophysiologie				
rMT <input type="checkbox"/>	115% rMT =			
Wippe 4 Serien à 6 x 8 s, 1' interserielle Pause (xx_wippe_2)				
Wippe	1. Serie	2. Serie	3. Serie	4. Serie
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
rTMS 2 Serien à 450 Stimultionen (xx_rtms_2)				
1. Serie	<input type="checkbox"/>	2. Serie	<input type="checkbox"/>	

3. Training

Datum/Zeit				
Kalibration + Einstellungen (xx_cali_3)				
Wippe 1 <input type="checkbox"/>	EMG SOL (5) <input type="checkbox"/>	EMG TA (6) <input type="checkbox"/>		
Angewöhnung / Niveau Wippe (xx_niveauwippe_3)				
Feder: 11 + 3 <input type="checkbox"/>	Feder: 9 <input type="checkbox"/>	Feder: 5 <input type="checkbox"/>		
Feder: 11 <input type="checkbox"/>	Feder: 7 <input type="checkbox"/>	Feder: <input type="checkbox"/>		
Neurophysiologie				
rMT <input type="checkbox"/>	115% rMT =			
Wippe 4 Serien à 6 x 8 s, 1' interserielle Pause (xx_wippe_3)				
Wippe	1. Serie	2. Serie	3. Serie	4. Serie
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
rTMS 2 Serien à 450 Stimultionen (xx_rtms_3)				
1. Serie	<input type="checkbox"/>	2. Serie	<input type="checkbox"/>	

4. Training

Datum/Zeit				
Kalibration + Einstellungen (xx_cali_4)				
Wippe 1 <input type="checkbox"/>	EMG SOL (5) <input type="checkbox"/>	EMG TA (6) <input type="checkbox"/>		
Angewöhnung / Niveau Wippe (xx_niveauwippe_4)				
Feder: 11 + 3 <input type="checkbox"/>	Feder: 9 <input type="checkbox"/>	Feder: 5 <input type="checkbox"/>		
Feder: 11 <input type="checkbox"/>	Feder: 7 <input type="checkbox"/>	Feder: <input type="checkbox"/>		
Neurophysiologie				
rMT <input type="checkbox"/>	115% rMT =			
Wippe 4 Serien à 6 x 8 s, 1' interserielle Pause (xx_wippe_4)				
Wippe	1. Serie	2. Serie	3. Serie	4. Serie
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
rTMS 2 Serien à 450 Stimualtionen (xx_rtms_4)				
1. Serie <input type="checkbox"/>	2. Serie <input type="checkbox"/>			

POST	Datum/Zeit						
Kalibration + Einstellungen (xx_cali_post)							
Wippe 1 + 2 <input type="checkbox"/>	EMG SOL (5) <input type="checkbox"/>	EMG TA (6) <input type="checkbox"/>					
Angewöhnung / Niveau Wippe (xx_niveauwippe_post)							
Feder: 11 + 3 <input type="checkbox"/>	Feder: 9 <input type="checkbox"/>	Feder: 5 <input type="checkbox"/>					
Feder: 11 <input type="checkbox"/>	Feder: 7 <input type="checkbox"/>	Feder: <input type="checkbox"/>					
Neuroph.: (xx_hmstand_post_1; xx_hmtask_post_1; xx_sicistand_post_1; xx_sicitask_post_1)							
H/M Stand <input type="checkbox"/>	H/M Task <input type="checkbox"/>	rMT <input type="checkbox"/>	%	115% rMT =	%	MT <input type="checkbox"/>	%
SICI Stand <input type="checkbox"/>	%	Protokoll:	SICI Task <input type="checkbox"/>	%	Protokoll:		
Wippe 4 Serien à 6 x 8 s, 1' interserielle Pause (xx_wippe_post)							
Wippe	1. Serie	2. Serie	3. Serie	4. Serie			
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>			
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>			
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>			
4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>			
5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>			
6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>			
rTMS 2 Serien à 450 Stimualtionen (xx_rTMS_post)							
1. Serie <input type="checkbox"/>	2. Serie <input type="checkbox"/>						
Neuroph.: (xx_hmstand_post_2; xx_hmtask_post_2; xx_sicistand_post_2; xx_sicitask_post_2)							
rMT <input type="checkbox"/>	%	MT <input type="checkbox"/>	%	SICI Stand <input type="checkbox"/>	SICI Task <input type="checkbox"/>	H/M Stand <input type="checkbox"/>	H/M Task <input type="checkbox"/>